

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
SEDE DI CESENA
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Implementazione e valutazione di protocolli di analisi del movimento tramite sensori inerziali

Elaborato in
BIOMECCANICA

Relatore

Ing. Silvia Fantozzi

Presentata da

Claudio Fabbri

Correlatori

Prof. Angelo Cappello
Ing. Andrea Giovanardi

Sessione II

Anno Accademico 2011 – 2012

Sommario

<u>Introduzione</u>	<u>p.3</u>
1. <u>Analisi del Movimento</u>	<u>p.5</u>
1.1 <u>Scopi dell'analisi del movimento</u>	<u>p.5</u>
1.2 <u>Storia ed evoluzione dell'analisi del movimento</u>	<u>p.6</u>
2. <u>Materiali e Strumentazione</u>	<u>p.9</u>
2.1 <u>Dispositivi Magnetico-Inerziali</u>	<u>p.9</u>
2.1.1 <u>Accelerometri</u>	<u>p.9</u>
2.1.2 <u>Magnetometri</u>	<u>p.13</u>
2.1.3 <u>Giroscopi</u>	<u>p.15</u>
2.2 <u>Sensori optoelettronici</u>	<u>p.17</u>
2.3 <u>Software dedicato e Personal Computer</u>	<u>p.20</u>
2.3.1 <u>Formazione dell'immagine</u>	<u>p.21</u>
2.3.2 <u>Calibrazione</u>	<u>p.22</u>
2.4 <u>I sistemi Smart e Opal</u>	<u>p.24</u>
2.4.1 <u>Smart-DX</u>	<u>p.24</u>
2.4.2 <u>Opal</u>	<u>p.29</u>
3. <u>Protocolli</u>	<u>p.36</u>
3.1 <u>I protocolli sperimentali</u>	<u>p.36</u>
3.2 <u>L'approccio funzionale</u>	<u>p.38</u>
3.3 <u>Vestizione e definizione dei sistemi di riferimento</u>	<u>p.42</u>
3.3.1 <u>Protocollo per gli arti inferiori</u>	<u>p.42</u>
3.3.2 <u>Protocollo per gli arti superiori</u>	<u>p.53</u>
4. <u>Risultati</u>	<u>p.63</u>
4.1 <u>Arto superiore</u>	<u>p.64</u>
4.1.1 <u>Valutazione protocollo</u>	<u>p.64</u>
4.1.2 <u>Confronto strumentale nel protocollo per arti superiori</u>	<u>p.78</u>

4.2	Arto inferiore	p.87
4.2.1	Valutazione protocollo Outwalk	p.87
4.2.2	Confronto strumentale nel protocollo Outwalk	p.94
5.	Conclusioni	p.102
5.1	Arto superiore	p.102
5.2	Arto inferiore	p.105
5.3	Conclusioni definitive	p.107

INTRODUZIONE

La cinematica è una branca della meccanica che studia la geometria del movimento dei segmenti anatomici. E' compito dell'analisi del movimento occuparsi della ricostruzione di queste variabili (quali posizioni, velocità, accelerazioni) tramite i sistemi di misurazione attualmente in commercio, i quali utilizzano principi fisici di funzionamento di diversa natura e con differenti gradi di invasività.

Attualmente la maggioranza degli studi è compiuta attraverso dispositivi stereofotogrammetrici, questo per la loro elevata precisione e accuratezza e bassa invasività, d'altra parte questi sistemi hanno costi elevati, sono sensibili a fonti di illuminazione esterne, alla perdita dei marker, preparazioni sperimentali non sempre semplici, e difficoltà nello spostare la strumentazione.

Un'alternativa tecnologica che si sta affermando sul mercato, è rappresentata dai sensori inerziali, che hanno i vantaggi di poter esser indossati e utilizzati anche fuori dal laboratorio, facilità di set-up sperimentale e infine un costo di molto inferiore a quello dei sistemi optoelettronici che li rende disponibili a una fetta più grande di mercato. Tra gli svantaggi di questa tecnologia ci sono i problemi dovuti alla non diretta conoscenza della posizione e della velocità dei sensori, ottenuta per integrazione numerica (che necessita della conoscenza delle condizioni iniziali), e una maggiore complessità delle informazioni in uscita dal sensore, le quali richiedono una elaborazione più difficile tramite il calcolatore, con software appositamente sviluppato.

In questa tesi si implementeranno due diversi protocolli di analisi del movimento, uno per gli arti superiori e uno per gli arti inferiori, valutando i risultati ottenuti dai sensori inerziali rispetto a quelli ottenuti da un sistema optoelettronico, per il quale sono stati utilizzati dei cluster di marker solidali ai sensori. I dati in uscita dai sistemi di acquisizione saranno elaborati tramite Matlab¹ per passare dai

¹ Matlab è un prodotto di Mathworks, ditta specializzata nello sviluppo di software per il calcolo e la simulazione

riferimenti tecnici a quelli anatomici usando un approccio funzionale. Le prove, il tracking e lo sviluppo del software sono stati effettuati presso il Laboratorio di Biomeccanica della Facoltà di Scienze Motorie, situato nella palestra Record del CUSB di Bologna.

Il primo capitolo di questa tesi si occuperà di introdurre gli scopi e l'evoluzione delle tecniche di analisi del movimento, nel secondo capitolo saranno illustrati la strumentazione e il materiale di laboratorio utilizzati, il terzo capitolo descriverà i due protocolli usati e la loro implementazione software, mentre gli ultimi due capitoli tratteranno la valutazione sperimentale e, da ultimo, conclusioni e considerazioni finali sul lavoro svolto.

1

ANALISI DEL MOVIMENTO

1.1 Scopi dell'analisi del movimento

La cinematica, è una branca della meccanica che si occupa di studiare la geometria del "movimento".

Lo spostamento di un punto infatti avviene in tre dimensioni spaziali, seguendo un percorso nello spazio chiamato "traiettoria"; la traiettoria in sè però non fornisce informazioni sulla posizione del corpo in un dato istante, in quanto può essere percorsa più o meno velocemente, per questo è necessario introdurre una quarta dimensione, il tempo, per collegare ad ogni istante una precisa terna di coordinate spaziali. Definire cinematicamente il moto, o una legge del moto, di un punto, equivale a definire, per ogni istante, la sua posizione, rispetto ad un dato sistema di riferimento. Per un corpo rigido, che è identificato da tre punti non allineati, all'informazione sulla posizione si aggiunge anche quella dell'orientamento rispetto all' sistema di riferimento.

L'analisi cinematica si occupa di ricostruire questi dati, senza preoccuparsi delle cause del movimento, le forze, che sono oggetto di studio di un' altra branca della meccanica, la dinamica, è nell'analisi del movimento completa che questi altri dati assieme ai tracciati elettromiografici vengono integrati per fornire uno strumento d'indagine che è usato sia a scopo clinico, come la valutazione funzionale dei pazienti al fine di migliorare il protocollo riabilitativo, che a scopo sportivo, come la valutazione di un gesto atletico al fine di migliorarne la prestazione e ridurre il rischio di infortuni. Infine, negli ultimi anni, il motion capture ha preso sempre più spazio nel campo dell'animazione virtuale.

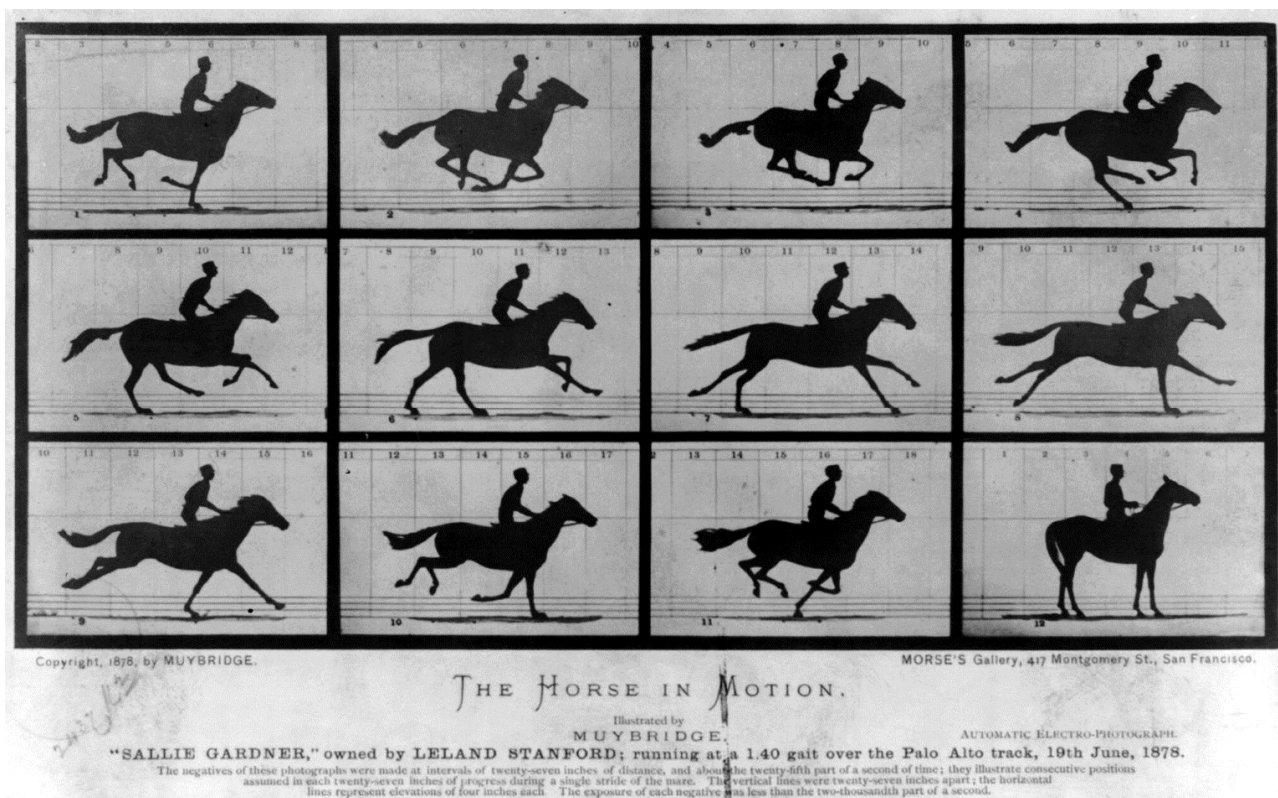


Figura 1 "Il cavallo in movimento" Muybridge, 1878

1.2 Storia ed evoluzione dell'analisi del movimento

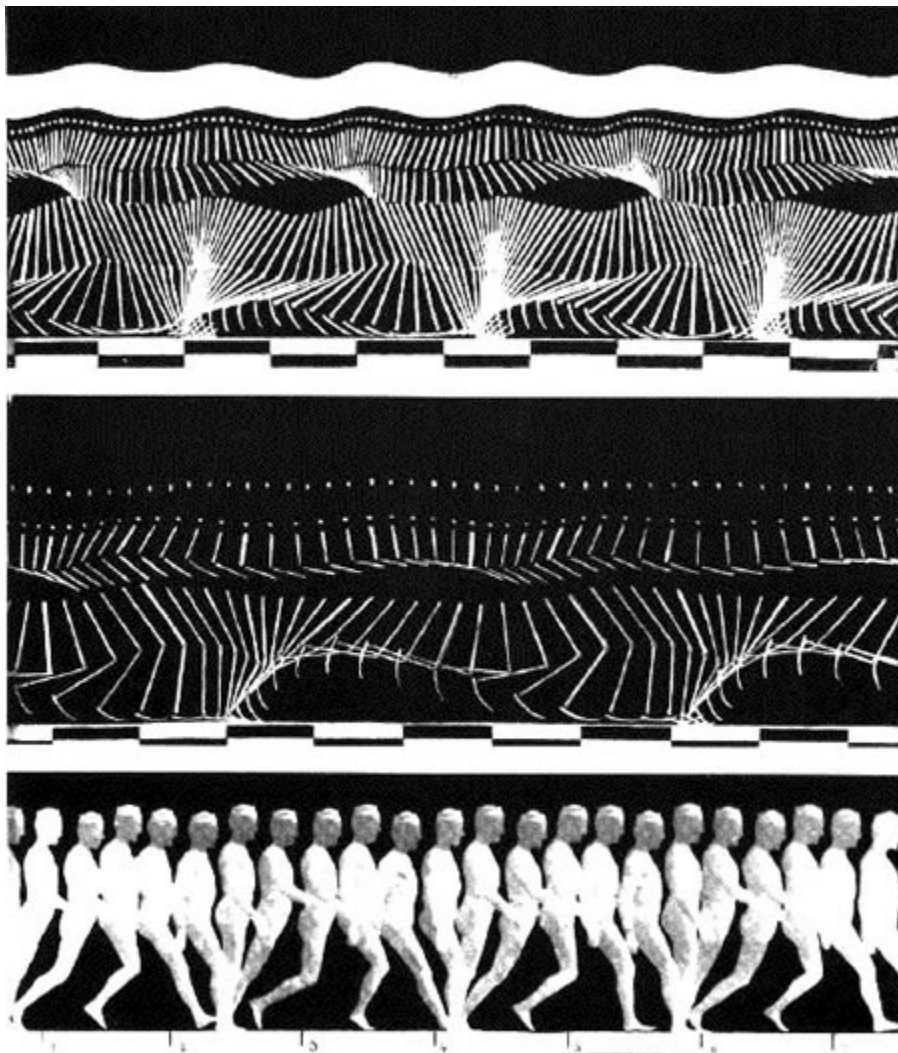
L'invenzione della fotografia nel 1826 aveva aperto il campo a nuove possibilità: se era possibile riprodurre su una lastra fotografica la realtà, si poteva pensare a strumenti in grado di scattare una serie di foto così vicine nel tempo da registrare il movimento. Si poteva utilizzare poi la pellicola così ottenuta al posto delle strisce di carta per proiettare quanto ripreso in precedenza.

Edward James Muybridge (1830 – 1904) iniziò la sua carriera come libraio ed editore, poi si interessò alle tecniche fotografiche, realizzando raccolte di immagini e scatti naturalistici. Nel 1872 il governatore della California Leland Stanford, chiese a Muybridge di confermare una sua ipotesi, ovvero che durante la corsa di un cavallo esistesse un attimo in cui tutte le zampe dell'animale fossero sollevate da terra.

Nel 1878 posizionò cinquanta telecamere parallelamente al tracciato; ogni macchina era azionata da un filo che veniva colpito dagli zoccoli del cavallo durante il suo moto. Fu dunque il primo ad usare un sistema di fotocamere per studiare il

moto di un oggetto, immortalando la corsa di un cavallo.

Basandosi sui lavori effettuati dal Muybridge nel 1888 su scatti a soggetti in movimento, un fisiologo francese di nome Etienne-Jules Marey, sviluppò la *cronofotografia*. Il francese non usava un sistema di fotocamere multiple, ma un'unica macchina da cui ricava più immagini. Facendo indossare ai suoi soggetti tute nere, con bottoni bianchi all'altezza delle articolazioni, fu il primo ad utilizzare un set di "marker" per determinare il movimento.



Proseguendo sui suoi studi fotografici, nel 1894 inventò la macchina fotografica a "movimento lento" in grado di catturare 700 fotogrammi al secondo.

Nel 1895 il docente di anatomia Otto Fisher e il fisiologo Wilhelm Braune

pubblicarono "*Der Gang des Menschen* ", che conteneva il loro lavoro sull'analisi del cammino umano. Gli studi erano stati effettuati usando un sistema di quattro telecamere, ponendo sul corpo dei soggetti dei particolari marcatori, Tubi di Geissler che emettevano un segnale luminoso visibile nelle registrazioni. Furono i primi a realizzare un resoconto sul movimento delle articolazioni interessate nel cammino.

Nel 1940 il gruppo composto da Sanders, Inmann e Sutherland elaborò un processo di misura che prevedeva l'utilizzo di tre camere rispetto al soggetto, per avere le proiezioni del moto su tre pian ortogonali: Laterale, Trasversale e Frontale.

2

MATERIALI E STRUMENTAZIONE

L'analisi strumentale del movimento è realizzata tramite dispositivi in grado di trasformare grandezze cinematiche, quali posizione, velocità, accelerazioni, o anche forze, nel caso della dinamica, in grandezze di natura elettrica, come correnti, tensioni, capacità o resistenze che possano essere acquisite, digitalizzate e successivamente elaborate al calcolatore.

2.1 Dispositivi magnetico-inerziali:

Le unità inerziali sono dispositivi in grado di misurare le accelerazioni, le velocità angolari e l'intensità del campo magnetico su tre assi ortogonali². In pratica uniscono tre diversi dispositivi in uno solo, accelerometri per le misure di accelerazione, giroscopi per rilevare le velocità angolari, e magnetometri per conoscere l'intensità e la direzione del campo magnetico.

2.1.1 Accelerometri

Gli accelerometri sono trasduttori che possono essere attaccati a varie parti del corpo umano del soggetto per misurare accelerazioni nelle tre dimensioni. Ci sono tre tipi comuni di accelerometri (Zhou & Hu, 2004): piezoelettrici che sfruttano l'effetto piezoelettrico dove un cristallo di quarzo è usato per produrre una carica elettrica tra due terminali, piezoresistivo che opera misurando la resistenza di un cavo sottile quando è deformato da una massa di prova; e a capacità variabile dove il cambio della capacità è proporzionale alla accelerazione. Ci sono molti produttori di accelerometri. La G-link (Microstrain) e la Entran (EGA3) producono accelerometri triassali adatti per l'uso nell'analisi del movimento.

Le velocità possono essere ottenute tramite integrazione dell'informazione di accelerazione, mentre una seconda integrazione ci resituirà lo spostamento come

² Trattasi di terne destrorse

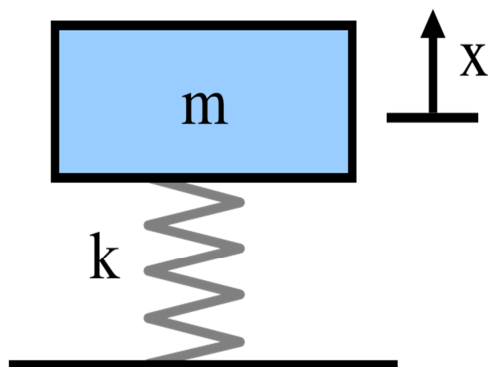
funzione del tempo.

Nel calcolo di queste integrazioni, le condizioni iniziali devono essere note, cosa non facile in alcuni task motori, e che comunque non garantisce errori d'integrazione sufficientemente limitati per gli scopi dell'analisi del movimento. Per questo motivo gli accelerometri sono utili primariamente quando l'informazione di base che si vuole conoscere è l'accelerazione, e questa è d'interesse primario nell'indagine di una feedback in tempo reale, e per raccolta di dati sul campo. (Macko et al., 2002; Sekine et al., 2000, 2002; Tamura et al., 1997).

D'altra parte è sorprendente, come specialmente nel campo della biomeccanica clinica, non sia stata ancora posta sufficiente attenzione sull'accelerometria, dato che le accelerazioni sono direttamente collegate alle forze che causano il moto del corpo umano.

I risultati migliori sono stati ottenuti da accelerometri posizionati direttamente su segmenti effettivamente rigidi (e.g. Artificial limbs or bone, Lafortune, 1991). Purtroppo ciò non è possibile nella pratica di routine clinica o sportiva. Infatti, il fissaggio ai segmenti corporei, genera errori dovuti a causa di procedure di fissaggio e montaggio improprie o per semplice artefatto di pelle.

Dal punto di vista dei principi di funzionamento, gli accelerometri sono dispositivi in grado di trasdurre l'accelerazione di un corpo in un segnale elettrico. Tipicamente sfruttano le variazioni di un sistema schematizzabile come una massa-



molla, dove l'accelerazione è legata in maniera proporzionale alla forza d'inerzia, che per il III principio della dinamica è uguale alla reazione elastica della molla.

Per il II principio della dinamica e la legge di Hooke si ha dunque:

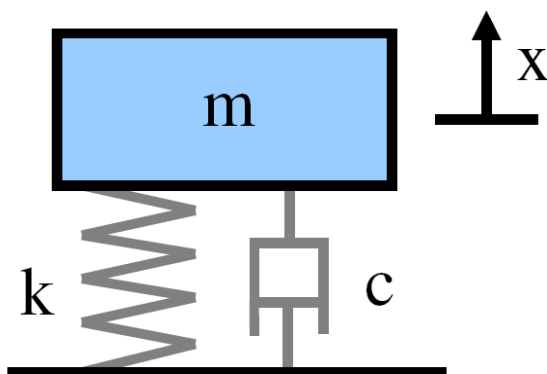
$$F_{\text{accelerazione}} = -K \cdot \Delta L$$

ove K è la costante elastica della molla e ΔL è la variazione di lunghezza della molla rispetto alla lunghezza iniziale.

Un'altra schematizzazione di un accelerometro è data dal sistema massa-molla-smorzatore (o *damper*). La massa mobile si muove in funzione dell'accelerazione subita, della costante elastica della molla e della costante viscoelastica del damper (C)

. La forza della sollecitazione esterna è legata allo spostamento subito

dall'equazione:



$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + C \frac{dx(t)}{dt} + K x(t) = F$$

Queste sono le più comuni schematizzazioni per gli accelerometri, che si distinguono però anche in base al tipo di principio fisico utilizzato che sfruttano. In quest'ottica, tre sono le principali categorie di dispositivi: resistivi, piezoelettrici e a capacità variabile.

Il più semplice accelerometro resistivo e monoassiale, può essere costruito con una massa nota, sospesa per mezzo di una molla in un alloggiamento, alla massa è consentito muoversi solamente nella direzione della molla, quindi, in questa direzione, si può quantificare l'accelerazione della massa rispetto all'accelerazione gravitazionale.

La resistenza elettrica varia in funzione dell'accelerazione subita; tramite un

ponte di Wheatstone si può trasformare questa variazione di resistenza in una differenza di potenziale (d.d.p) che sarà proporzionale all'ampiezza dell'accelerazione.

Nei sensori piezoresistivi, invece, l'elemento sensibile non è più una resistenza, bensì un cristallo piezoresistivo, cioè in grado di variare la sua resistenza in funzione della forza applicata, quindi dell'accelerazione.

In ambo i casi l'elemento sensibile è posto in configurazione a ponte di Wheatstone per amplificare le piccole variazioni di resistenza subite. Questa configurazione, più in generale, può essere applicata anche per amplificare piccole variazioni di capacità,.

Negli accelerometri piezoelettrici, invece, sono impiegati dei cristalli di materiale piezoelettrico. Tale tipo di materiale ha la proprietà di generare un d.d.p proporzionale alla deformazione a cui è sottoposto e viceversa, si deforma se a suoi capi si forma una d.d.p.

Essendo la deformazione dovuta ad una forza, che a sua volta dipende dall'accelerazione subita, diviene piuttosto semplice quantificare l'accelerazione che ha prodotto tale deformazione.

Gli accelerometri monoassiali presentano il notevole limite di poter quantificare unicamente la componente dell'accelerazione parallela alla direzione della molla. E' però possibile costruire un accelerometro triassiale montando tre accelerometri monoassiali secondo direzioni ortogonali tra loro. In questo modo il dispositivo sarà in grado di generare in uscita il segnale di accelerazione sulle tre coordinate spaziali.

Anche un accelerometro a capacità variabile è in grado di misurare l'accelerazione nelle tre dimensioni dello spazio: una singola massa cubica con tre gradi di libertà di movimento, riferite alle traslazioni possibili, è sospesa in un alloggiamento capacitivo tramite delle molle di gomma.

La massa, soggetta ad un'accelerazione esterna, si sposta all'interno

dell'involucro, variando le capacità elettriche, inizialmente note, tra le armature del dispositivo. Le variazioni di capacità elettrica sono, quindi, direttamente collegate allo spostamento della massa, a sua volta funzione delle accelerazioni subite e dell'effetto di gravità.

I limiti principali degli accelerometri sono costituiti sia dalle oscillazioni sull'offset, difficilmente quantificabili, che dalle variazioni di temperatura, che modificano proprietà elettriche quali resistenza e capacità. Inoltre, piccoli cambiamenti della struttura, date le dimensioni dei sensori, possono generare errori di misura non trascurabili.

2.1.2 Magnetometri

I magnetometri sono sensori in grado di generare differenze di potenziali a seconda del campo magnetico a cui sono sottoposti, quindi il segnale elettrico in uscita sarà proporzionale all'intensità rilevata del campo magnetico. In assenza di campi magnetici esterni è in grado di misurare il vettore campo magnetico terrestre, che assume orientamento e intensità differenti a seconda della posizione sul globo, ma che può essere ritenuto un riferimento costante all'interno dell'ambiente di laboratorio.

Esistono tre tipi di magnetometri: i sensori ad induzione, i magnetoresistori, ed i sensori ad effetto Hall. I misuratori di campo magnetico tradizionali si basano sull'induzione: una bobina viene mossa (ad esempio ruotata o fatta vibrare) in modo che il flusso F del campo magnetico B attraverso la bobina venga modulato. La tensione indotta, proporzionale a $\partial F/\partial t$, e quindi anche a B , viene rettificata e resa disponibile come segnale in uscita. Questo tipo di sensori presenta molti limiti di utilizzo, quali ingombro, basso rapporto segnale/rumore e complessità d'uso.

Sensori molto più semplici e compatti sono i magnetoresistori, che sono costituiti da materiale la cui resistività dipende fortemente dall'intensità del campo magnetico. La sensibilità delle magnetoresistenze, infatti, è definita dal rapporto tra il valore ohmico in presenza di campo esterno, R_B , ed il valore ohmico in assenza di

campo, R_0 : tipicamente si ha:

$$s = \frac{R_B}{R_0} \approx 10$$

Il maggior difetto di questo tipo di sensori, tuttavia, è la scarsa linearità. I magnetometri il cui principio di funzionamento si basa sull'effetto Hall in un cristallo semiconduttore, sono quelli più versatili e con la sensibilità maggiore, se si suppone che i portatori di carica si muovano longitudinalmente in un cristallo semiconduttore a forma di nastro con velocità v_{13} , immerso in un campo magnetico B , che agisce in modo perpendicolare ad essi, si può osservare una differenza di potenziale V trasversale, generata dall'interazione di B con I (effetto Hall).

La forza totale agente sulla carica elettrica è data da:

$$\vec{F} = q \vec{E} + q \vec{v} \wedge \vec{B} = \vec{0}$$

da cui si ricava il campo elettrico:

$$\vec{E} = -\vec{v} \wedge \vec{B} = -\frac{\vec{J}}{n \cdot q} \wedge \vec{B}$$

il quale produce una differenza di potenziale V proporzionale all'intensità di corrente e di campo magnetico ed inversamente proporzionale allo spessore e alle cariche per unità di volume:

$$V = E \cdot l = \frac{B \cdot I}{n \cdot q \cdot s}$$

Si può ottenere un'elevata sensibilità:

$$s = \frac{\partial V}{\partial B}$$

in campioni di basso spessore con elevata resistività.

I sensori di campo magnetico ad effetto Hall risentono particolarmente delle variazioni di temperatura che modificano la mobilità degli elettroni nel cristallo semiconduttore. E' chiaro, inoltre, che per effettuare una corretta misura del campo magnetico terrestre è necessario evitare il più possibile la presenza di materiali ferromagnetici e apparecchiature elettroniche nelle vicinanze del sensore.

2.1.3 Giroscopi

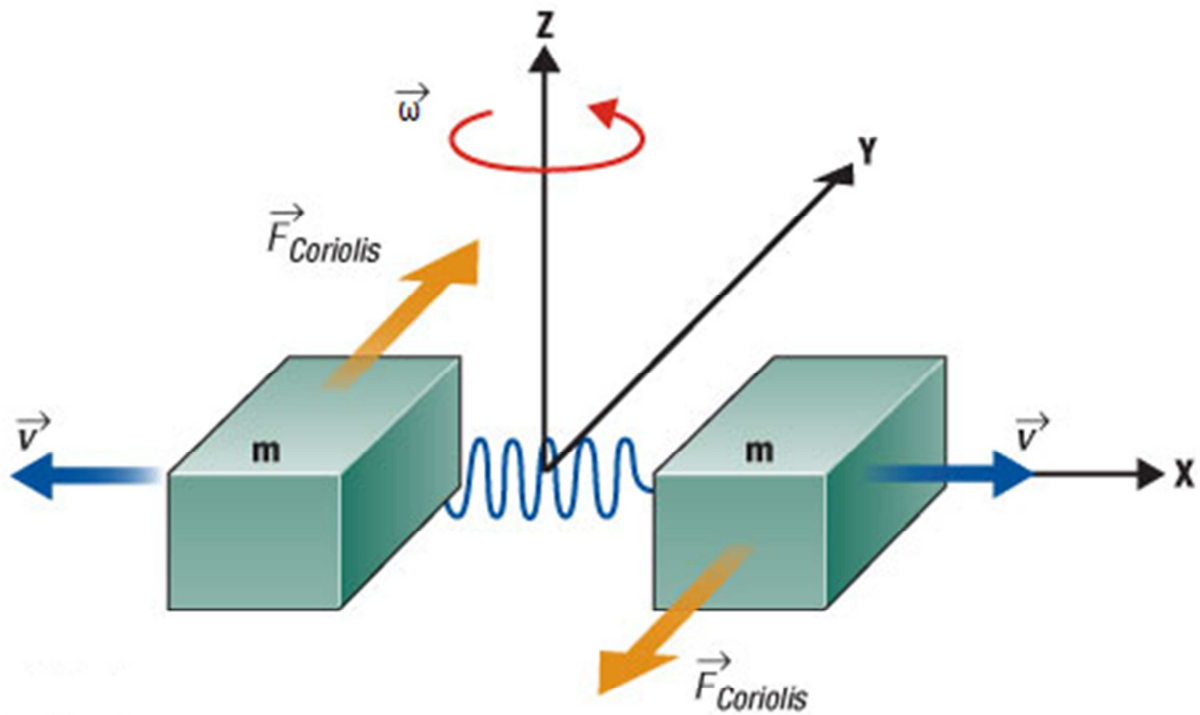
I giroscopi sono stati principalmente utilizzati per la registrazione del cammino su un lungo periodo (Aminian et al, 2002). Sono dei trasduttori in grado di convertire la velocità angolare in un segnale elettrico, che possono essere fissati su un qualunque segmento corporeo per ottenerne l'andamento nel tempo della velocità angolare.

La tecnologia attuale permette di costruire giroscopi che sfruttano principi di funzionamento diversi, per motivi di costo e ingombro però tutti i giroscopi per l'analisi del movimento sono realizzati a massa vibrante.

Questa tipologia di giroscopi è particolarmente adatta agli scopi dell'analisi del movimento perchè sono piccoli, economici e hanno bassi consumi energetici. Sono disponibili in diverse forme, ma il principio di funzionamento è sempre basato sull'effetto di Coriolis su una massa vibrante.

Prendendo in esempio la figura la massa m può muoversi nella direzione indicata dall'asse x in seguito ad una vibrazione imposta dall'attuatore. Se il giroscopio viene fatto ruotare con una velocità angolare ω , subirà, per effetto del principio di Coriolis, una piccola oscillazione nella direzione indicata sull'asse y , tanto maggiore quanto maggiore è la velocità angolare a cui è sottoposto il giroscopio. La forza di Coriolis, infatti, è proporzionale alla velocità angolare secondo la relazione:

$$\vec{F}_c = 2 m \vec{v} \wedge \vec{\omega}$$



ove, m è la massa sottoposta a oscillazione, v è la velocità istantanea nella direzione dell'asse- x , e ω è la velocità angolare. Lo spostamento nella direzione di y è, pertanto, direttamente correlato alla velocità angolare che si vuole conoscere.

E' possibile costruire un giroscopio triassiale associando opportunamente tre giroscopi monoassiali, come nel caso degli accelerometri. In questo caso l'output fornito sarà il vettore velocità angolare espresso nel s.d.r. del sensore. Il difetto principale dei giroscopi è che risentono di problemi di integrazione nel valutare le variazioni di orientamento. Difatti, sono sufficienti piccoli errori nell'off-set per ottenere derivate del segnale ed errori inaccettabili. Inoltre, se è richiesto un orientamento assoluto, anziché un cambiamento dell'orientamento, è necessario almeno una volta durante l'acquisizione, durante l'acquisizione ottenerne uno di riferimento. Per questo motivo ai giroscopi vengono spesso associati i magnetometri per poter correggere le derivate del segnale nel tempo.

In studi recenti si è visto che, nella cinematica degli arti inferiori analizzata tramite giroscopi, i grafici velocità angolare-tempo mostrano caratteristiche uniche o pattern che possono essere elaborati per determinare diversi eventi e parametri del cammino -

come il rapporto tra velocità e lunghezza del passo, e tempo di stance e swing (Aminian et al., 2002; Pappas et al., 2004). Questo tipo di informazioni sono particolarmente indicate all'uso in ambiente clinico o riabilitativo, e questo ha determinato un sostanziale incremento dell'utilizzo dei giroscopi nei laboratori di tutto il mondo, specialmente in casi che richiedano una acquisizione all'aperto.

Benchè l'utilizzo dei sensori inerziali in biomeccanica sia ancora ai suoi inizi questi sono già un'alternativa economica ai sistemi standard di analisi del movimento in alcune situazioni. I sensori sono portabili e permettono registrazioni di lunghe sessioni, anche in contesti sportivi (outdoor) e non solo clinici. La ricerca si sta spingendo nello sviluppare sensori sempre più piccoli, economici e accurati, per portare l'analisi del cammino al di fuori del laboratorio, dove le possibili applicazioni sul campo sono degne di nota (Rezaul Begg et al. "Computational Intelligence for Movement Sciences").

2.2 Sensori optoelettronici

Nonostante l'avvento dei sensori inerziali, l'analisi strumentale del moto è tradizionalmente eseguita tramite sistemi opto-elettronici, detti anche stereofotogrammetrici, che assolvono il loro scopo attraverso l'impiego di set di particolari telecamere (devono essercene almeno due) in grado di ricostruire l'andamento nel tempo della posizione assunta da dei marcatori (o *marker* in inglese), indossati dal soggetto. Tipicamente i sistemi optoelettronici lavorano nel campo dell'infrarosso (lunghezza d'onda 780-820 nm), andando a catturare i riflessi generati da dei marcatori passivi posti sul soggetto, ma esistono anche sistemi in grado di funzionare con marker attivi, in grado di generare segnali luminosi (Coda Motion company).

I marcatori passivi si basano sul principio della riflessione della luce. Sono, usualmente, sfere o semisfere (tipicamente di 0.8-1.6cm di diametro), a volte semplicemente dei semplici bollini adesivi, ricoperti da materiale catarifrangente,

che, colpito da luce con lunghezza d'onda tipicamente nel campo dell'infrarosso, li rende visibili alle sistema di telecamere. Le fonti di illuminazione esterna, denominate *illuminatori*, sono generalmente poste attorno agli obiettivi di ciascuna telecamera. L'utilizzo di marker passivi implica, però, una fase di identificazione e riconoscimento degli stessi, chiamata *tracking*, e di eliminazione di eventuali artefatti, chiamati *phantom*. I difetti possono essere provocati dalla sovrapposizione e dallo scambio di tracce distinte, o dal passaggio dei marker di fronte agli illuminatori che causano uno sfarfallio del segnale chiamato *flickering*.

I marker attivi, vengono realizzati tramite diodi ad emissione luminosa, drogando sottili strati di semiconduttore, con atomi di altri elementi del III e V gruppo. Le giunzioni pn se polarizzate nella corretta direzione emettono della radiazione luminosa la cui lunghezza d'onda dipende dalla tensione a cui sono sottoposte, che a sua volta varia in funzione del gap energetico tra banda di valenza e banda di conduzione dello specifico materiale.

In entrambi i casi i segnali luminosi così generati vengono poi catturati dalle telecamere tramite dei sensori a fotodiodi. I fotodiodi, sono sempre delle giunzioni pn, se polarizzati in diretta si comportano come dei normali diodi, ma che operano in polarizzazione inversa, infatti il campo elettrico tenderà a creare una *zona di svuotamento*, che nel momento in cui viene colpita da un fotone, con una energia tale da superare il band-gap, dà origine ad una coppia di portatori di carica, lacuna-elettrone. I portatori saranno attratti dal campo elettrico presente nella regione di svuotamento del dispositivo in direzioni opposte, dal momento che la regione svuotata non è più neutra, per bilanciare questa carica la giunzione preleva elettroni-lacune dal generatore di tensione, generando una corrente inversa che è il segnale elettrico prodotto dall'incidenza del fotone sulla superficie del fotodiodo. Esistono due diverse tipologie di sensori, CCD (Charge Coupled Device) o CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor). I primi sono costituiti da una matrice di pixel, dove la carica di ciascuno di essi viene trasferita all'esterno del chip

attraverso un nodo d'uscita analogico. Tale sistema permette di dedicare tutta l'area del sensore alla cattura della luce, aumentando così il *filling factor*, ma necessita di un circuito, a monte della videocamera, per effettuare una conversione analogico-digitale. Le videocamere basate su questa tecnologia sono inoltre dotate di uno stroboscopio coassiale, che emette impulsi di luce in maniera sincrona con il segnale di campionamento del sistema, le luci esterne dunque non dovrebbero presentare alcun influenza sull'acquisizione dei dati.

Nei sensori CMOS, invece, ogni pixel della matrice è dotato del proprio sistema di conversione da carica a tensione. Il circuito di digitalizzazione è generalmente integrato, e ciò richiede meno circuiti esterni rispetto ai sensori CCD, implicando una riduzione dell'area sensibile alle luce, che riduce il filling factor, ma anche una maggiore integrazione che permette di realizzare sensori di dimensioni minori. Allo stato attuale le prestazioni di CCD e CMOS sono paragonabili, mentre i secondi sono più suscettibili al rumore e hanno maggiore complessità costruttiva, i primi hanno un costo più elevato e maggiori consumi energetici a lavoro, la risoluzione raggiunta dalle moderne fotocamere è di 16 Megapixel.

I segnali in uscita dalle telecamere vengono raccolti da video hub che si occupano anche della loro alimentazione oltre che della sincronizzazione e compressione del flusso di dati. E' facilmente intuibile che la banda necessaria operando ad elevate frequenze di oltre 2 Khz a risoluzioni superiori al Full-HD non possa circolare sui convenzionali supporti di rete, unito al fatto che i dati provengono da più di una telecamera rende necessario utilizzare una struttura intermedia prima di potersi interfacciare con un personal computer.

I video hub offrono il vantaggio di poter installare dei sistemi modulari, perciò, in linea teorica, si possono connettere ad un pc centinaia di videocamere, semplicemente aggiungendo un numero di video hub consono a supportarle. Le part riguardanti la ricostruzione dell'immagine e l'elaborazione dei dati al calcolatore in uscita al sistema di acquisizione saranno trattate nel prossimo capitolo.

2.3. Software e Personal Computer

Sia un sistema stereofotogrammetrico che un sistema di sensori inerziali necessitano di software dedicato all'acquisizione e all'elaborazione dei dati, il quale non può essere sfruttato se non con la potenza di calcolo di un moderno pc.

Il software per i sistemi optoelettronici fornito è generalmente composto da tre pacchetti distinti:

- Un applicativo dedicato alle calibrazioni ed acquisizioni
- Un programma per il *labelling* e il *tracking*
- Ulteriori utilities e strumenti per l'elaborazione, la modellizzazione ed esportazione dati.

Il primo permette di regolare le ottiche ed effettuare le calibrazioni delle telecamere prima di procedere con la fase di acquisizione. L'operatore è libero di catalogare le sessioni svolte in base catalogate in base al paziente, alla data in cui vengono effettuate, al tipo di prova svolta; inoltre, è possibile dare un nome ad ogni trial. Il software si occupa anche di ricostruire le coordinate 3D di ogni marcatore a partire dai dati grezzi raccolti.. Una volta effettuata questa operazione, l'utente è in grado di visualizzare il movimento appena registrato. Il passo successivo è il riconoscimento, in parte automatico in parte manuale, dei marcatori. Questa operazione prende il nome di *labelling*, ma deve essere opportunamente completata dal *tracking*, ossia la ricostruzione vera e propria di tutte le traiettorie.

Al termine di questa fase è possibile esportare i dati acquisiti in diversi formati elettronici, tutti agevolmente importabili da suite per il calcolo numerico quali Matlab, Microsoft Excel od OpenOffice Calc. Ulteriori strumenti sono forniti dalle aziende produttrici, spesso dedicati ad hardware specifico, che permettono una elaborazione diretta dei dati, persino operazioni quali il calcolo di variabili cinematiche d'interesse, angoli articolari, accelerazioni e velocità.

2.3.1 Formazione dell'immagine

La formazione dell'immagine è ottenuta attraverso un procedimento complesso che si

compone di 3 fasi distinte:

- *Rilevazione* dei marker
- *Stima dei baricentri* dei marker
- *Calcolo delle coordinate 3D* dei marker.

Queste operazioni richiedono l'ausilio di un calcolatore, che con la sua potenza di calcolo è in grado di elaborare tutte le informazioni necessarie.

La prima fase del processo di formazione dell'immagine consiste nel distinguere, per ogni frame di acquisizione, le tracce significative, e quindi i marker, dal resto dell'ambiente che è considerato non rilevante. A questo scopo durante le prove è necessario allontanare dal volume di acquisizione oggetti riflettenti per evitare di dover eliminare i disturbi da loro causati. Una delle strade possibili è classificare ogni pixel come appartenente allo sfondo o ad una parte di marker, secondo algoritmi di probabilità. Per fare ciò occorre definire una soglia convenzionale, *threshold*, in base alla quale si classifica un pixel come appartenete allo sfondo o ad un marker. Tale soglia viene fissata dall'operatore dopo aver filtrato l'immagine da possibili gradienti di illuminazione ed analizzato le tonalità di grigio di ogni pixel delle videocamere, metodo che prende il nome di *sogliatura*.

La rilevazione dei marker può essere effettuata anche secondo un differente metodo, detto di *cross-correlazione* (Ferrigno e Pedotti, 1985) che consiste nel confronto tra la mappa della forma attesa del marcatore e la matrice di pixel effettivamente acquisita. Con questo metodo si possono identificare i marcatori aventi dimensioni e forma contenute in un range noto, eliminando il resto come disturbi e falsi marcatori. Questo secondo metodo garantisce un rapporto segnale/rumore migliore del primo. Una volta che tutti i pixel dell'immagini sono stati classificati, sono calcolati i baricentri dei marker rilevati.

La stima dei baricentri più semplice è data dal calcolo del baricentro dei pixel dei marker, senza tenere conto delle differenti tonalità di grigio. Un altro metodo meno diffuso ma più accurato in buone condizioni di visibilità, è dato dal *circle*

fitting, ossia dalla stima del baricentro come centro della circonferenza passante per i pixel del bordo del marcatore individuato.

Terminato anche questo processo, i dati disponibili sono le coordinate 2D delle proiezioni dei marcatori, nei sistemi di riferimento del piano immagine di ogni videocamera, per ogni frame di acquisizione. Occorre, quindi, stimare la posizione dei marcatori in termini delle coordinate 3D del sistema di riferimento del laboratorio, questo ciò è possibile solo se lo stesso marcatore è stato identificato da almeno 2 videocamere. La posizione del punto nel sistema di riferimento di laboratorio è stimata risolvendo, ai minimi quadrati, un sistema di equazioni, dette di collinearità, che esprimono, di fatto, il modello di trasformazione dell'informazione fra mondo immagine e mondo oggetto.

2.3.2 Calibrazione

Come è stato appena descritto, la determinazione delle coordinate 3D dei marcatori può avvenire solo se è stato definito un sistema di riferimento di laboratorio, e se il sistema stereofotogrammetrico possiede le informazioni necessarie per procedere a tale calcolo. Queste informazioni sono raccolte durante un processo detto di *calibrazione*. Ogni costruttore definisce per il proprio sistema d'acquisizione stereofotogrammetrico il metodo più appropriato per la sua calibrazione che tuttavia, solitamente, si compone di due step.

Nella prima viene posto un oggetto, in genere costituito da un insieme di aste, a formare almeno due assi coordinati, avente dei marker posizionati a distanze note al costruttore, all'interno del volume di acquisizione. Tale oggetto fissa il sistema di riferimento di laboratorio nel quale devono essere calcolate le posizioni dei marcatori. Al termine dell'acquisizione statica di un paio di secondi, il sistema assume per sistema di riferimento fisso quello formato dall'oggetto.³

L'acquisizione dinamica successiva, invece, serve per:

- calibrare e correggere il modello ottico delle videocamere, perché sono

³ Figura 2 pagina 24

purtroppo affette da problemi di distorsione dell'immagine,

- affinare il calcolo della loro posizione nello spazio, nonché a
- fissare le dimensioni del volume di acquisizione.

In genere, tale acquisizione cattura i movimenti di un'asta (*wand*) avente due o più marker disposti a distanze note. Il sistema stereofotogrammetrico, conoscendo il sistema di riferimento e la geometria di tale asta, calibra il sistema in modo tale che la distanza dei marcatori misurata sia quella effettivamente conosciuta.

Queste due operazioni generalmente richiedono un tempo di qualche minuto, e possono essere compiute anche da un solo operatore. Tale operazione, tuttavia, deve essere fatta solo se sono state effettuate modifiche all'ottica o all'assemblaggio delle stesse.

Per quanto i moderni sistemi opto-elettronici abbiano raggiunto un livello di tecnologia molto avanzato, esistono errori strumentali che possono condizionare il calcolo delle variabili cinematiche di interesse. Tali errori si distinguono in due categorie principali: errori sistematici o casuali.

I primi sono causati dai difetti dello strumento e del modello applicato, e principalmente sono causati dalla distorsione ottica delle lenti delle telecamere, da altri tipi di non-linearità strumentali, di cui non si è tenuta considerazione nel modello stereofotogrammetrico. Attraverso la calibrazione, il sistema è in grado di minimizzare gli errori sistematici, che però non possono, ovviamente, essere completamente eliminati.

Gli errori casuali, invece, sono dovuti principalmente al rumore elettronico di fondo, dislocazioni dei marcatori e dal processo di digitalizzazione del segnale e che trasforma in valori quantizzati le coordinate spaziali. Numerose sono le proposte fatte per limitare tali errori, ma gli approcci più importanti sono quelli che implicano il filtraggio nel dominio dei tempi e delle frequenze.

L'accuratezza delle misure, dichiarata dai costruttori all'inizio degli anni '90, era stimata in circa 1/3000 della diagonale maggiore del campo calibrato. Uno studio

più recente (Schmid, 2001) riporta di un'accuratezza che oscilla tra lo 0.09% e l'1.77%. Tali valori sono ampiamente accettabili per le applicazioni in analisi del movimento, e sono di gran lunga inferiori ad altri artefatti sperimentali, quali la mislocazione dei reperi anatomici, e gli artefatti da tessuti molli. Questi errori possono essere dell'ordine di qualche centimetro, e ciò può portare ad errori di diversi gradi nella stima degli angoli articolari. Inoltre, non possono essere eliminati utilizzando le tecniche di filtraggio, in quanto hanno lo stesso contenuto armonico del segnale utile.

2.4 I sistemi Smart e Opal

2.4.1 Il sistema SMART-DX

Smart-DX è un sistema stereofotogrammetrico per l'analisi del movimento progettato per un utilizzo in ambito clinico e sportivo (outdoor). Il sistema ricostruisce le coordinate tridimensionali di dei marcatori, sfere rivestite di materiale catarinfrangente, poste sul corpo del soggetto. La traiettoria dei punti è acquisita tramite un set di telecamere, al massimo 12, collegate ad una workstation, oppure 24 se si utilizzano 2 workstation collegate tra loro

La workstation è un computer dalle alte prestazioni (ma nella sostanza simile ad un comune pc domestico) sul cui pannello posteriore sono presenti gli ingressi per l'alimentazione e l'acquisizione dati di ogni camera, assieme agli ingressi per connettere un EMG e pedane dinamometriche. Ogni telecamera è collegata alla workstation con 2 cavi: il primo per l'alimentazione, il secondo per la trasmissione dati tramite protocollo tramite porta RJ45. Prima di poter acquisire dati con il sistema è necessario configurare le telecamere in modo da inquadrare il volume di acquisizione desiderato, mettere a fuoco le ottiche, e impostare un loro livello di soglia per il riconoscimento dei marker. In seguito occorre procedere con due fasi di calibrazione, come descritto nel capitolo precedente, una statica e dinamica.

Il set di calibrazione è composto da una bacchetta, detta *wand*, in fibra di carbonio, con tre marker posti a distanze note, due assi sempre in fibra di carbonio con due e quattro marker bloccati da una cerniera forata, che permette l'inserimento e il fissaggio della wand per eseguire la calibrazione statica, chiamata in questa sistema “sequenza *Axes*”. La prova di calibrazione statica definisce gli assi del sistema di riferimento con questa convenzione:

- Asse x positivo nel senso dell'asta con quattro marker
- Asse y positivo nel senso dell'asta con tre marker
- Asse z positivo nel senso dell'asta con due marker
- L'origine del sistema di riferimento sarà definita come l'intersezione dei tre assi.



Figura 2 Un set di assi per eseguire la calibrazione statica

La prova di calibrazione dinamica è eseguita muovendo la wand per 80-90 secondi all'interno del volume di acquisizione, al termine della procedura delle due sequenze di calibrazione il software genera un report, con dettagli numerici sugli errori, riportando media e deviazione standard sull'errore di ricostruzione della wand in millimetri (3D) e in pixel (2D), per ogni telecamera.

Il programma SMARTcapture, fornito dal produttore, permette di vedere in real-time le immagini generate dalle ottiche, e contiene all'interno gli strumenti necessari alla calibrazione ed all'acquisizione di nuovi dati.

Terminata l'acquisizione di una prova, con il pulsante *Go3D* si avvia il programma SMARTtracker. Si possono immediatamente visualizzare le posizioni dei marcatori acquisite durante la prova ricostruite in uno spazio virtuale 3D, anche se le tracce non sono ancora collegate ad uno specifico *marker* posizionato sul soggetto. Tramite la fase di *tracking* l'operatore corregge le tracce nel caso le posizioni di due marcatori distinti si siano sovrapposte durante l'acquisizione, elimina le tracce di marker phantom e costruisce un modello tridimensionale del soggetto ripreso .



Una fotocamera del sistema SMART, si nota l'illuminatore a LED ovoidale che circonda l'ottica

In questa pagina sono riportate le specifiche tecniche del sistema utilizzato nella tesi.

Caratteristica	Descrizione
Numero di telecamere	10
Tipo sensori	Charged Coupled Device
Risoluzione massima	1,4 Mpixel (fino a 200 Hz)
Frequenza massima	500 Hz
Frequenze ammesse	200,250,500 Hz

Livelli di grigio (profondità di colore)	256 tonalità (8 bit)
Algoritmo di ricostruzione markers	Enhanced blob analysis
Acquisizione con luce solare	Si
Possibilità di vedere l'immagine dalla telecamera	Si
Possibilità di acquisire segnale VGA scala grigi (simi)	Si
Trasmissione dati	Gigabit Ethernet
Trasmissione wireless	Non disponibile
Numero di cavi per telecamera	1 dati
Acquisizione segnali analogici esterni	Si
Numero canali A/D converter	32
Frequenza per canale	1 KHz
Risoluzione per canale (bit)	16
Software inclusi	Smart Capture, Smart-Analyzer, Smart-Tracker
Personal computer	Si
Streaming dati in RT a software esterni	No



2.4.2 Il sistema APDM

L'Opal è un sistema microelettromeccanico, ad alte performance, triassiale, composto da una serie di unità inerziali (IMU). L'access point è il nucleo centrale del sistema di acquisizione: ad esso sono collegati via wireless i sensori Opal, a cui trasmette anche gli istanti di sincronia; non fornisce l'alimentazione necessaria al loro funzionamento perchè i sensori hanno ciascuno una propria batteria, e può essere connesso con fino a 6 I.M.U.

L'access point può essere connesso ad un personal computer tramite cavo USB e fino a sei *Opal movement monitors* in maniera sincronizzata, per un totale di 24 sensori contemporaneamente, ha inoltre disponibile una porta per esser sincronizzato con sistemi di terze parti.

L'azienda produttrice offre due protocolli per la sincronizzazione temporale

Opal to Opal. Il metodo *Master* di sincronizzazione è il più utilizzato nell'industria dei sensori, mentre il *Mesh* è una tecnologia unica dell'APDM.

Nel caso un utente sia interessato ad uno streaming in real-time ad un calcolatore il produttore consiglia di utilizzare l'approccio *Master*, in questo modo si possono collegare fino a 24 Opal, la finestra di sincronizzazione a detta del produttore si aggira sui 10 μ s, è compatibile con sistemi di terze parti e richiede l'uso di un access point wireless. In questo schema di sincronizzazione tutti i sensori trasmettono i loro dati cinematici ad uno o più access point. Uno di questi, identificato durante la fase di configurazione, svolge il ruolo di Master dettando il segnale di sincronizzazione dei tempi all'intero network. Il segnale generato dall'access point è utilizzato per programmare il tempo esatto in cui avviene la trasmissione di un pacchetto dati di sincronizzazione. Il pacchetto è poi spedito da tutti gli access point a tutti gli Opal contemporaneamente.

L'approccio *Mesh* si avvale delle memorie interne di 8 GB dei sensori. Questa modalità è consigliata nel caso di misurazioni off-line, permette di avere dati sincronizzati in qualunque luogo, APDM è l'unica azienda che offre questo tipo di feature su dei sistemi di misura inerziali. In questa forma di sincronizzazione non c'è un'unità Master; al contrario, ogni device spedisce sulla rete un pacchetto di sincronia in uno slot temporale predefinito, permettendo ad ogni unità di confrontare il suo clock con quello degli altri dispositivi wireless. Questo confronto permette all'Opal di creare un modello statistico del tempo del network e del suo clock in riferimento al tempo della rete.

Esiste anche la possibilità di sincronizzare i sensori con prodotti di terze parti, quali: sistemi di misurazione stereofotogrammetrici, elettromiografi o pedane di forza, tramite un connettore a 6 pin I/O digitale e uno a 4 pin analogico posti sull'access point. Il sistema è anche provvisto di un clock in uscita a 2.56 kHz che è usato come guida per calcolare il tempo di tutto il sistema, con questo segnale si possono identificare le differenze con i clock di prodotti di terze parti per correlare i

dati in maniera precisa.

Le Docking Station⁴ sono usate per configurare, caricare e scaricare i dati sui movement monitors, possono inoltre essere collegate assieme per permettere la sincronizzazione di fino a 24 Opal, ogni sensore è provvisto di una sua docking station. L'APDM offre anche un bottone esterno che può essere collegato alla porta dati di un monitor undocked, per marcare eventi temporali, fermare ed avviare l'acquisizione dei dati, infine il kit comprende delle bande elastiche di diverse dimensioni e forma per il posizionamento dei sensori sul corpo.

Tutti i sensori che compongono il kit della APDM sono calibrati secondo un riferimento cartesiano ortogonale levogiro (regola della mano destra), solidale al sensore e allineato al suo involucro come nella Illustrazione 1.

L'orientamento del sensore è definito rispetto ad un sistema di riferimento terrestre (globale) fisso (anch'esso ortogonale cartesiano levogiro) così definito:

- Asse x positivo nella direzione del Nord magnetico terrestre
- Asse z secondo la direzione dell'accelerazione di gravità terrestre ma di verso opposto
- Asse y in accordo alla regola della mano destra (quindi positivo nella direzione Ovest del campo magnetico terrestre)

⁴ Si veda la figura ad inizio paragrafo

Il s.d.r. di sensore è centrato sul led, con

- Asse z uscente dal lato nero del sensore
- Asse y positivo verso la porta dati del sensore
- Asse x secondo la regola della mano destra

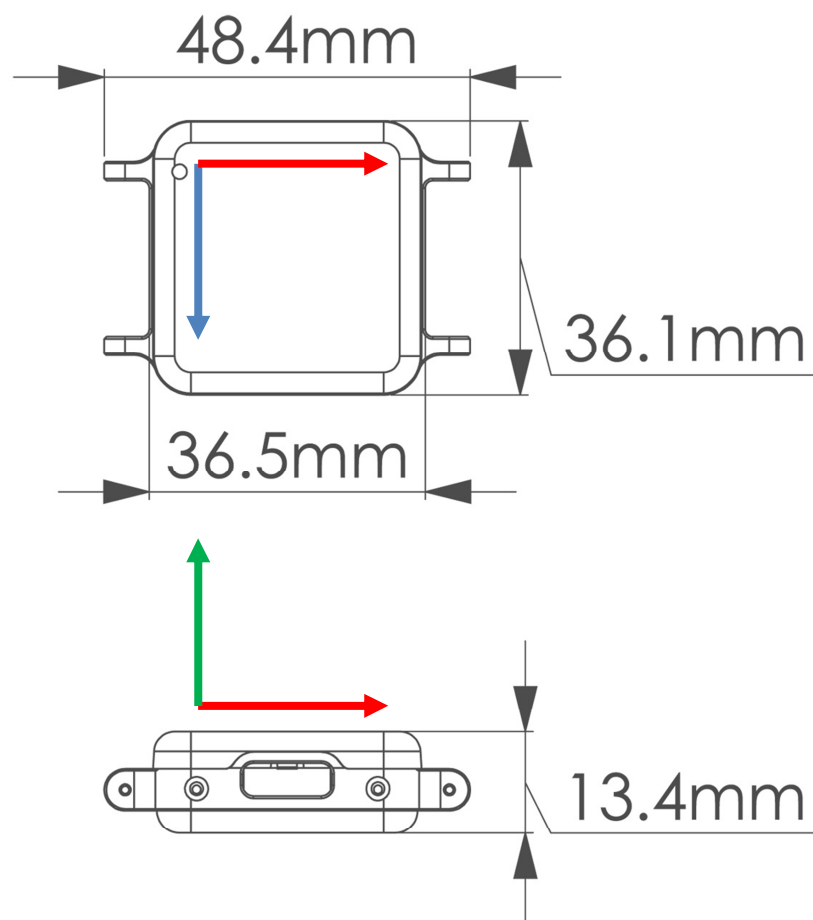


Illustrazione 1: Sensore opal, dimensioni e assi del s.d.r. Blu, rosso e verde sono rispettivamente x y e z

Le caratteristiche tecniche di un sensore Opal sono le seguenti:

- Dimensioni: (48.5x36.5x13.5) mm
- Peso: 22 g (batteria inclusa)
- Materiale: Alluminio 6061 anodizzato e plastica ABS
- Memoria interna: 8 Gb
- Durata della batteria: Streaming Wireless 8 ore
Modalità sincrona 12 ore
Modalità asincrona 16 ore

Proprietà	Accelerometro	Giroscopio	Magnetometro
Assi	3	3	3
Intervallo di misura	+/- 2g or +/-6g	+/- 2000 °/s	+/- 6 Gauss
Densità del rumore	128 µg/Hz	0.07 °/s/Hz	4 mGauss/Hz
Frequenza	1280 Hz	1280 Hz	1280 Hz
Frequenza d'uscita	20-128 Hz	20-128 Hz	20-128 Hz
Banda	50 Hz	50 Hz	50 Hz
Risoluzione	14 bits	14 bits	14 bits

Stime dell'Orientamento

Accuratezza Statica (Roll/Pitch)	1.15 gradi
Accuratezza Statica (Heading)	1.50 gradi
Accuratezza Dinamica	2.80 gradi

I dati in output dal sensore sono :

- Accelerazione su tre assi
- Velocità angolare
- Intensità del campo magnetico
- Stima dell'orientamento rispetto al s.d.r. globali. (Queste misure sono fornite con la rappresentazione matematica dei quaternioni, in cui la prima componente rappresenta la parte scalare.)

Tutti i dati disponibili sono esportabili nei seguenti formati digitali:

- Documented binary format (HDF5)
- Plain text (CSV)

A partire dai dati HDF5 forniti dal software del produttore (Motion Studio), è stato implementato un software ad-hoc in ambiente Matlab (2009b), il quale salva tutti i dati di ogni acquisizione in un file .mat sfruttando le strutture di Matlab (struct) per suddividere , in campi separati, i dati di ogni sensore usato.

Per esempio 'h5d.s698 contiene i dati del sensore s698, per ogni sensore si possono osservare sia i dati grezzi, nel campo *raw*, rilevati da accelerometro, giroscopio e magnetometro sui tre assi, sia i dati di orientamento, nel campo *orientation*, memorizzate sottoforma di quaternioni e matrici di rotazione, suddivise a seconda del filtro di Kalman ⁵usato per la loro elaborazione.

Le performance ottimali dei sensori possono essere ottenute se si riesce il più possibile a minimizzare le cause che influiscono sulle prestazioni dei singoli sensori (accelerometri, giroscopi e magnetometri) di cui sono costituiti. In particolare, per ottenere un buon segnale accelerometrico, è necessario evitare il più possibile le variazioni di temperatura, sia dell'ambiente, sia dei sensori stessi, in quanto modificano le caratteristiche elettriche della componentistica dei sensori. Pertanto, le

⁵ Il filtro di Kalman è un algoritmo ricorsivo che utilizzando i dati di accelerometri, giroscopi e magnetometri genera una stima della posa del sensore rispetto al s.d.r. globale. Tipicamente il software è fornito dal produttore a corredo del sensore, ma esistono anche librerie gratuite e opensource (Madgwick)

misure devono essere effettuate in un ambiente a temperatura il più possibile costante. Il costruttore raccomanda di tenere fermi i sensori per i primi 15 secondi di acquisizione per far correggere gli offset del giroscopio dai dati di accelerometro e magnetometro. I problemi più rilevanti, tuttavia, dipendono dalle esposizioni ai campi magnetici esterni, che possono essere generati principalmente dalle apparecchiature elettroniche e dalla presenza di materiale ferromagnetico, perchè non permettono al sensore di determinare il campo magnetico terrestre e quindi ricostruire correttamente la sua posa rispetto al s.d.r. globale.

3

Protocollo

3.1 I Protocolli Sperimentali

Determinare l'orientamento di un corpo rigido, o la posizione di un punto nello spazio, rispetto ad un dato sistema di riferimento, che può essere quello del laboratorio o uno locale, è un problema che ammette diverse soluzioni.

Questo, ed altri problemi, come possono essere quelli di affidabilità di modello, vengono trattati e, in parte, risolti, con lo sviluppo e l'implementazione di *protocolli sperimentali*. Il protocollo è un procedimento che descrive primariamente il modello biomeccanico che meglio rappresenta la cinematica dei segmenti rigidi in gioco, le modalità attraverso le quali avviene l'acquisizione, gli algoritmi per ottenere dati riferibili all'anatomia del movimento piuttosto che ai dispositivi utilizzati per le acquisizioni, ed eventualmente l'ordine delle prove di acquisizione. Nel corso degli anni sono stati sviluppati molti protocolli per l'analisi del movimento a seconda delle diverse specifiche di analisi e utilizzabilità.

Per quanto riguarda i sistemi stereofotogrammetrici i protocolli sviluppati ad oggi si dividono principalmente in tre categorie:

- quelli che effettuano la calibrazione dei reperi anatomici tramite il posizionamento dei marker e l'utilizzo di cluster tecnici di marker, in un numero di uno per ogni segmento (approccio CAST, meglio descritto in seguito)
- quelli che definiscono un posizionamento dei marcatori direttamente sui reperi anatomici (ne è un esempio il protocollo Davis, usualmente conosciuto come *Plug-In-Gate* nel sistema Vicon)
- quelli che definiscono i sistemi di riferimento anatomici utilizzando un approccio funzionale (Cutti et al.2010) distinguono le fasi di acquisizione

delle prove dinamiche dalla fase di calibrazione, dove vengono fatti eseguire dei task motori al soggetto, al fine di stimare gli assi meccanici reali delle articolazioni.

Il CAST (Cappozzo et al.95), che sta per Calibrated Anatomical System Technique è un protocollo sviluppato dalla Facoltà "La Sapienza" di Roma in collaborazione coi Laboratori dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, il cui vantaggio consiste in una maggiore libertà nel posizionamento dei marker e delle telecamere. Questo perchè le coordinate dei reperi anatomici d'interesse vengono ottenute tramite acquisizioni aggiuntive, dette calibrazioni anatomiche, che determinano le coordinate del reperi in riferimento ad un sistema di riferimento tecnico posto sul segmento corporeo, realizzato con un cluster di marcatori, usualmente in numero di 4

I sensori inerziali sono in grado di darci informazioni circa l'orientamento di un corpo, ma non restituiscono informazioni sulle traslazioni e sui posizionamenti reciproci. Dal momento che non è nota la loro posizione, non è possibile procedere con il calcolo dei s.d.r. tecnici, ed eseguire la calibrazione anatomica necessaria per protocolli come il CAST , (Cappozzo et al.95). Una soluzione anatomica al problema è stata ottenuta utilizzando uno strumento di calibrazione composto da un sensore inerziale all'interno di un telaio mobile, che è allineato con la linea congiungente due punti ove collocare i due reperi anatomici ed ottenere l'asse globale congiungente i due punti. (Picerno et al. 2008)

Il problema principale consiste dunque nel "collegare" matematicamente i sensori ai rispettivi segmenti anatomici. Assumere i sistemi di riferimento tecnici come anatomici sarebbe un grave errore in quanto la cinematica relativa ottenuta sarebbe descrittiva solo degli angoli di posa tra i sensori e non degli angoli articolari voluti.. Per queste motivazioni è stato necessario sviluppare ed implementare un protocollo che correlasse l'orientamento dei sensori alla reale anatomia del soggetto. Per monitorare l'andamento nel tempo degli angoli articolari sarà necessario usare almeno due sensori, per ogni articolazione: uno sul segmento

prossimale e uno sul distale.

A questo punto per collegare la posa del sensore al segmento anatomico è possibile sfruttare diverse informazioni “alternative”:

- Allineamento asse del sensore – asse del segmento anatomico
- Stima degli assi meccanici di rotazione
- Orientamento dell'asse gravità
- Orientamento del nord-magnetico
- Informazioni di posa relativa tra due sensori

3.2 L'approccio funzionale

L'approccio *funzionale* prevede la stima dell'asse meccanico attorno al quale avviene la rotazione tra due segmenti rigidi, tramite l'esecuzione di semplici task motori da parte del soggetto, per esempio una pura flessione-estensione di gomito (Woltring et al). Lo stesso asse secondo l'approccio *anatomico* è definito invece come l'asse congiungente i due epicondili laterali. Dal momento che l'asse meccanico trasla e ruota (seppur limitatamente) nello spazio, è formalmente più corretto eseguire una sua stima meccanica, per avere la miglior stima possibile dell'angolo articolare d'interesse.

In cinematica articolare, l'IHA, asse istantaneo di rotazione è definito come la linea su cui un segmento ruota e si sposta rispetto ad un altro segmento; per movimenti rotatori arbitrari questa linea infatti cambierà di posizione e direzione nel tempo, nel caso di una articolazione a cerniera avrà una direzione fissata, mentre passerà da un punto preciso nel caso di una giuntura *ball and socket*.

Dato il modello di un corpo rigido, di cui si conoscano la posizione e la velocità del baricentro, l'orientamento e il vettore ω l'asse istantaneo di rotazione può essere espresso come la linea diretta secondo il versore n alla posizione s definita dalla proiezione di p sull'IHA.

$$\omega = \sqrt{\vec{\omega}' \cdot \vec{\omega}}$$

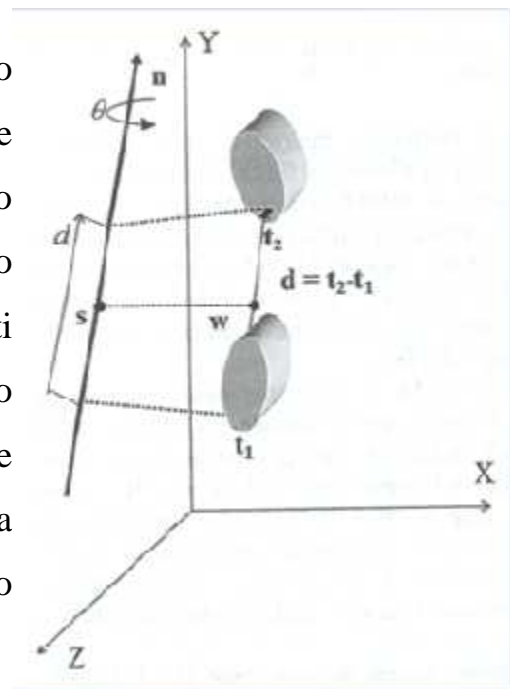
$$\vec{n} = \vec{\omega} / \omega$$

$$v = n' \cdot \dot{p}$$

$$s = p + n \cdot \dot{p} / \omega$$

E' evidente da queste relazioni che l'IHA è indefinito al tendere a 0 di ω : l'asse istantaneo di rotazione è un'entità cinematica, da cui bisognerebbe modellare il pattern del movimento articolare in condizioni normali e patologiche, per esempio stimando l'asse medio di rotazione (MHA) e il pivot, che corrisponde al centro articolare. Il problema nello studio degli FHA e IHA è che ci deve essere una rotazione per poterli definire. Woltring et al, hanno studiato la sensibilità degli FHA all'errore stereofotogrammetrico e rilevato che per intervalli di tempo sufficientemente piccoli le relazioni degli FHA possono essere cambiate in quelle degli IHA per mezzo della sostituzione $O = wt$ e $d = vt = p \cdot nt$.

Dato l'uso di sensori inerziali, non sono disponibili informazioni sulle posizione e sulle velocità dei sensori, ma solo i dati che riferiscono l'orientamento del sensore distale rispetto a quello prossimale, per cui nei calcoli seguenti supporremo i due segmenti ruotino su un punto fisso. L'attitude vector è una rappresentazione alternativa di questo orientamento, il passaggio da un s.d.r all'altro avviene ruotando di un certo angolo θ attorno ad un verso n . (Cutti et al)



$$\vec{\theta} = \theta \cdot \vec{n}$$

Conoscendo la matrice di rotazione articolare R definita come :

$$R = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \end{bmatrix}$$

che esprime gli assi x , y e z del s.d.r. distale in colonna, nel s.d.r. prossimale, posso ricavare facilmente θ e n .

$$\sin(\theta) = \frac{1}{2} \sqrt{(y_3 - z_2)^2 + (z_1 - x_3)^2 + (x_2 - y_1)^2}$$

$$\cos(\theta) = \frac{1}{2} (x_1 + y_2 + z_3 - 1)$$

$$\theta = \arctan(\sin(\theta)/\cos(\theta))$$

per cui :

$$\vec{n} = \frac{1}{2} \sin(\theta) \begin{bmatrix} y_3 - z_2 \\ z_1 - x_3 \\ x_2 - y_1 \end{bmatrix}$$

Calcolato il punto di pivot, o supposto nullo nel caso si implementi un protocollo che sfrutti solamente sensori inerziali, si procede con il calcolo dell'MHA, che

rappresenta l'asse medio su cui avviene la rotazione, minimizzando l'errore che si compierebbe assumendo altri assi al suo posto.

$$Q = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n I - \vec{n}_i \vec{n}_i^T$$

L'asse ricercato coincide con l'autovettore associato al più piccolo valore della matrice Q. Una volta calcolato l'MHA un parametro importante che sancisce la bontà dell'asse trovato è la dispersione chi, che si calcola:

$$\kappa = \arcsin(\sqrt{\lambda})$$

3.3 Vestizione e definizione dei sistemi di riferimento

3.3.1 Protocollo per gli arti inferiori

Per analizzare la cinematica degli arti inferiori tramite gli Opal, è stato implementato il protocollo 'Outwalk' di analisi del cammino basato su sensori inerziali (A. G. Cutti et al). Il protocollo è stato sviluppato per misurare con facilità la cinematica degli arti inferiori, nonché del complesso torace-pelvi.

Outwalk definisce attraverso tre passi i s.d.r. anatomico/funzionali di ogni segmento corporeo:

1. Posizionamento dei sensori sui segmenti corporei
2. Calcolo dell'asse medio di flessione-estensione di ginocchio
3. Misurazione dell'orientamento dei sensori quando il soggetto è in una postura predefinita in piedi o supina.

Per confrontare i risultati ottenuti dai sensori inerziali rispetto al sistema optoelettronico, quando si utilizza il protocollo outwalk, per ogni segmento corporeo è stata utilizzata una basetta di MDF sulla quale sono stati posti un sensore Opal e un cluster di marcatori posti in modo da ottenere un sistema di riferimento ad esso allineato.

I segmenti di torace, pelvi, coscia, tibia e piede sono stati assunti come segmenti rigidi. Il ginocchio è stato modellato come un' articolazione (lassa) a doppia cerniera, con un asse di rotazione attorno all'asse mediolaterale fissato nel femore distale e l'altra rotazione attorno all'asse longitudinale fissato nella tibia. La doppia cerniera è definita lassa usando un termine tipicamente riferito alle protesi di gomito, in quanto permette un leggero grado di ab-adduzione. Comunque quando gli assi di flessione estensione e di intra-extra rotazione sono correttamente localizzati, i movimenti del ginocchio sono in un range di 5 – 90 gradi di flessione che può essere completamente ritenuto come risultato di due rotazioni simultanee lungo questi assi.

Seguendo le convenzioni di Devit-Hartenberg usate in robotica, per ogni segmento è stato definito un sistema di riferimento pari al numero di articolazioni di cui fa parte. Uno per piede e torace, e due per pelvi, coscia e tibia. Quest'approccio mitiga gli errori del corrente standard ISB, dove un singolo set di asse ortogonale è definito per un segmento e usato per descrivere le rotazioni su differenti articolazioni. (A. G. Cutti et al).

Questo è l'esempio del sistema di riferimento di coscia anatomica, in cui l'asse y è considerato l'asse di intra-extra rotazione, e lo Z l'asse di flesso estensione di ginocchio. Sfortunatamente la direzione di Z non è direttamente controllata, poichè deriva da Y e X, come conseguenza può essere generalmente differente dall'asse di rotazione medio di ginocchio, che dovrebbe essere usato preferibilmente.

Come regola generale di nomenclatura, per ogni segmento, il s.d.r. che descrive l'articolazione prossimale è definito come il *prossimale*, d'altra parte quello che descrive l'articolazione distale è definito *distale*. Inoltre considerando il lato destro del corpo, i riferimenti anatomici sono stati definiti con la seguente convenzione: l'asse y punta in direzione craniale, l'asse z medio laterale, e l'asse x anteriore.

Per il lato sinistro, l'asse y e x sono invertiti, in questa maniera gli angoli assumono lo stesso segno positivo o negativo nel caso di azione compiuta col lato destro. (Gli angoli così ottenuti possono direttamente essere plottati sopra quelli della parte destra.)

Le rotazioni che descrivono i gradi di libertà delle articolazioni sono denominate:

anca

- flesso estensione (FE)
- ab-adduzione (AA)
- intra-extra rotazione (IE)

ginocchio

- flesso estensione (FE)
- varus-valgus (VV)
- intra-extra rotazione (IE)

e sono ottenute scomponendo la matrice di rotazione articolare con la sequenza di Eulero $zx'y''$.

In tutti i seguenti casi ci si aspetta che la prima rotazione assuma segno positivo.

La procedura per misurare la cinematica di anca e ginocchia, consiste concretamente nei seguenti quattro step:

1. posizionamento dei sensori su pelvi, coscia, tibia (Illustrazione 2)
2. computazione dell'orientamento dell'asse di flesso estensione medio di ginocchio rispetto al s.d.r. di sensore di coscia (Woltring...)
3. Definizione dei sistemi di riferimento anatomici funzionali per torace, pelvi, coscia e tibia

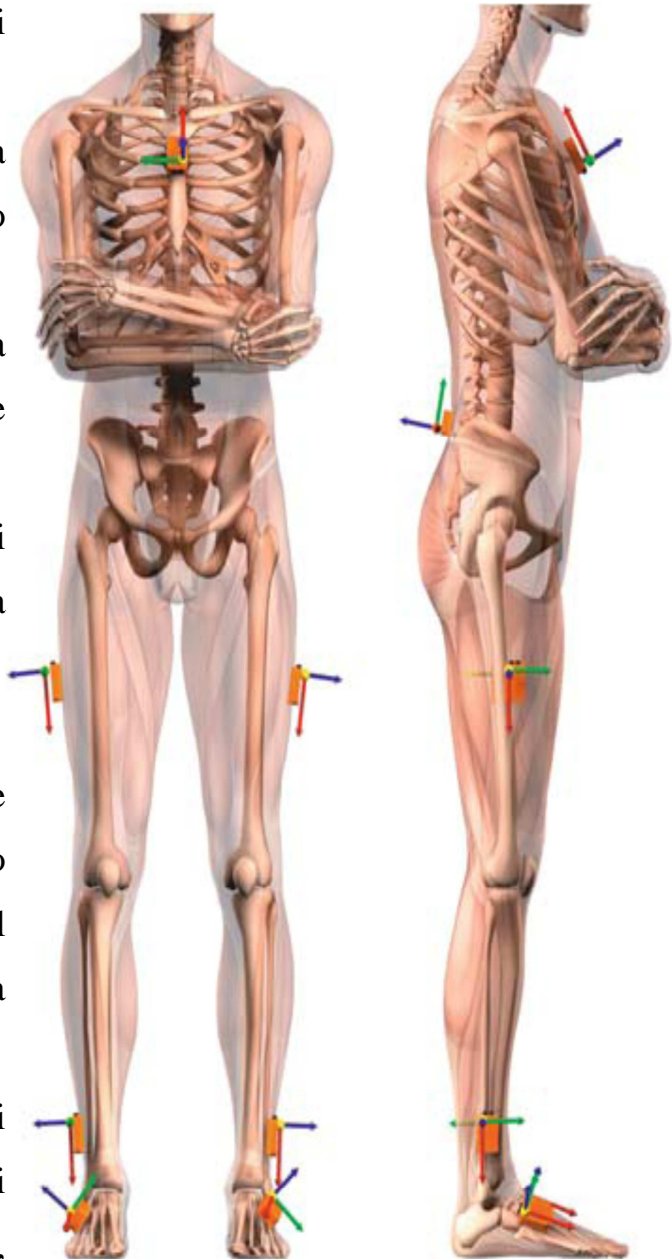


Illustrazione 2: Le frecce rosse, verdi e blu sono gli assi x , y e z dei sensori

- determinazione dell'orientamento relativo sensore-segmento (costante)
4. Calcolo degli angoli articolari a partire dalle matrici di rotazione anatomiche.

Per ogni segmento anatomico viene posizionato un sensore con un nastro biadesivo, sopra la pelle o sopra fasce elastiche avvolte sui segmenti corporei. Per il torace, il sensore è posizionato sopra la porzione piatta dello sterno, l'asse z punta fuori dal corpo e l'x in direzione craniale. Per le pelvi la linea di mezzo del sensore è allineata con la spina e il suo asse X è orientato lungo la retta passata dalle spine superiori iliache puntando verso la destra (PSIS). Per la coscia il sensore è posizionato lateralmente a circa un terzo della lunghezza del segmento.

Il sensore di tibia è posizionato sul terzo più distale, vicino al malleolo laterale, con l'asse x allineato secondo l'asse lungo della fibula. L'asse z del sensore punta lateralmente verso il piano frontale del corpo.

Per definire il sistema di riferimento anatomico per la coscia distale ed esprimere il suo orientamento rispetto al sistema di riferimento del sensore, bisogna per prima cosa stimare l'asse di flessione-estensione. L'orientamento dei sensori sopra coscia e tibia è misurato tramite un task di pura flessione-estensione. Nel caso dei soggetti in esame questo movimento è stato compiuto in maniera autonoma, flettendo ed estendendo per almeno cinque volte il ginocchio di 70°. (Il protocollo prevede che l'operazione possa essere compiuta anche in maniera passiva con un terapeuta che esegue il gesto motorio mentre il soggetto è sdraiato supino su un lettino, se necessario).

La direzione dell'asse è stimata tramite il metodo funzionale descritto in precedenza (Woltring et al.), e per direzione viene assunta quella conforme alla z del sensore. A livello grafico poi l'angolo z sarà invertito ed avrà un range indicativo tra -5° e 90°. Questo viene fatto per allinearsi alle convenzioni sui segni degli angoli articolari del cammino, convenzionalmente usati nei laboratori clinici.

Il sistema di riferimento di pelvi prossimale è ottenuto tramite una rotazione elementare di quello del sensore. I sistemi di riferimento di torace, pelvi distali, coscia distale e prossimale, tibia distale e piede sono costruiti a partire da una prova

statica di 5 secondi, il soggetto durante la durata del trial è in piedi, sguardo in avanti, centro d'anca allineato all'ASIS, la linea dalla testa del secondo metatarso al calcagno del piede destro è parallela alla stessa linea del piede sinistro.

E' giusto notare che il s.d.r. di tibia distale è allineato a quello di tibia prossimale, dal momento che non esistono ancora metodi sufficientemente affidabili per stimare gli assi di intra-extrarotazione di caviglia.

Il protocollo è stato sviluppato per funzionare tramite cinque sensori, visto che in laboratorio erano disponibili solo tre sensori è stato scelto di posizionarli su pelvi, coscia e tibia per ottenere i dati riguardanti la cinematica delle articolazioni di anca e ginocchio. Dal momento che il sensore di torace è utilizzato per costruire gli altri sistemi di riferimento dalla prova statica, abbiamo creato il s.d.r. di torace a partire dai dati di sensore di pelvi. Ciò, pur essendo criticabile, poiché raramente in letteratura pelvi e torace sono considerati un unico segmento rigido, è accettabile sia perché il torace anatomico è facilmente “linkabile” al sensore di pelvi (come descritto sotto), sia per gli scopi di validazione della presente tesi.

L'anatomico di torace, in statica, è stato dunque ottenuto imponendo come asse Y la gravità, z il prodotto vettoriale tra la y di torace e la z del sensore di pelvi, x ottenuto per costruzione dagli altri due.

La seguente tabella descrive in dettaglio come sono stati definiti i sistemi di riferimento anatomici a partire dai dati di sensore, nella prova statica.

Segmento	Definizione degli Assi	Direzione anatomica
Torace (THX)	$Y_{THX} = {}^{SU-PL}Z_G / \ \cdot\ $	craniale
	$Z_{THX} = [0 \ 0 \ 1] \wedge Y_{THX} / \ \cdot\ $	laterale
	$X_{THX} = Y_{THX} \wedge Z_{THX}$	anteriore
Pelvi-prox(pPL)	$X_{pPL} = -[0 \ 0 \ 1]$	anteriore
	$Y_{pPL} = [0 \ 1 \ 0]$	craniale
	$Z_{pPL} = [1 \ 0 \ 0]$	laterale
Pelvi-dist(dPL)	${}^{SU-PL}R_{dPL} = {}^{SU-PL}R_{THX}$	
Thigh-prox(pTG)	${}^{SU-TG}R_{pTG} = {}^{SU-TG}R_{THX}$	
Thigh-distal(dPL)	$Z_{dTG} = V_{FLEX} / \ \cdot\ $	laterale
	$X_{dTG} = Y_{SK} \wedge Z_{dTG} / \ \cdot\ $	anteriore
	$Y_{dTG} = Z_{dTG} \wedge X_{dTG} / \ \cdot\ $	craniale
Shank-prox(SK)	$Z_{SK} = [0 \ 0 \ 1]$	laterale
	$X_{SK} = Y_{TH} \wedge Z_{SK} / \ \cdot\ $	anteriore
	$Y_{SK} = Z_{SK} \wedge X_{SK} / \ \cdot\ $	craniale

NB: I vettori sono in riferimento alla matrice di sensore, per il torace ci si riferisce al sensore di pelvi.

Dalla prova statica estraiamo un singolo frame, in questo istante calcoliamo il torace anatomico, ricavando da quest'ultimo le matrici di riallineamento sensore-anatomico, nel seguente modo:

$${}^G y_{THX} = [0 \ 0 \ 1]'$$

L'asse y di torace è il terzo asse del sistema di riferimento globale, cioè un versore che ha la stessa direzione dell'accelerazione di gravità ma segno opposto.

Data l'impossibilità di sfruttare il sensore di torace, causa la sua assenza, per costruire l'asse z di torace anatomico, cioè un vettore in direzione medio-laterale, sfruttiamo l'asse z del sensore di pelvi invertito.

$${}^G z_{THX} = - {}^G z_{sPEL} \wedge {}^G y_{THX} / \| - {}^G z_{sPEL} \wedge {}^G y_{THX} \|$$

L'asse x sarà ottenuto per costruzione dagli altri due, sarà anteriore uscente dal corpo.

$${}^G x_{THX} = - {}^G z_{THX} \wedge {}^G y_{THX} / \| - {}^G z_{THX} \wedge {}^G y_{THX} \|$$

Costruiamo la matrice d'orientamento mettendo in colonna i versori:

$${}^G R_{THX} = \begin{bmatrix} {}^G x_{THX} & {}^G y_{THX} & {}^G z_{THX} \end{bmatrix}$$

Ottenuta la matrice d'orientamento anatomica, calcoliamo quella di riallineamento come :

$${}^{sPEL} R_{THX} = {}^G R_{sPEL} ' * {}^G R_{THX}$$

Così facendo abbiamo modellato il busto come un corpo rigido, limite accettabile, poichè gli angoli di maggiore interesse sono quelli delle articolazioni di anca e ginocchio, comunque modellate come nel paper. La matrice da pelvi prossimali a sensore è costante.

$${}^G R_{pPL} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

ed è ottenuta scambiando x e z del sensore, con l'asse z cambiato di segno in modo da avere un vettore di verso anteriore.

Dal momento che abbiamo posto che in statica i s.d.r. anatomici di pelvi distali, torace e coscia prossimali siano allineati è lecito scrivere:

$${}^G R_{THX} = {}^G R_{dPL} = {}^G R_{pTG}$$

Questa condizione equivale a dire che nell'istante di riferimento preso della statica gli angoli articolari anca sono nulli, da ciò ricaviamo le matrici di riallineamento di pelvi distale e coscia prossimale:

$${}^{sPL} R_{dPL} = {}^G R_{sPL}' * {}^G R_{dPL} = {}^G R_{sPL}' * {}^G R_{THX}$$

una relazione analoga vale per la coscia:

$${}^{sTG} R_{pTG} = {}^G R_{sTG}' * {}^G R_{pTG} = {}^G R_{sTG}' * {}^G R_{THX}$$

Il s.d.r. di tibia prossimale viene costruito a partire dall'asse y del torace, che coincide con l'accelerazione di gravità, cambiata di segno, l'asse z della shank è diretto secondo il terzo asse del sensore, in questo caso il posizionamento laterale del sensore è importante.

$${}^G z_{pSK} = {}^G z_{sSK}$$

L'asse x è costruito come prodotto vettoriale tra Y di torace e Z della tibia, per la regola della mano destra sarà un vettore rivolto in direzione anteriore.

$${}^G x_{pSK} = {}^G y_{THX} \wedge {}^G z_{pSK} / \| {}^G y_{THX} \wedge {}^G z_{pSK} \|$$

L'asse y è ottenuto per costruzione dagli altri due

$${}^G y_{pSK} = {}^G z_{pSK} \wedge {}^G x_{pSK} / \| {}^G z_{pSK} \wedge {}^G x_{pSK} \|$$

Dalla matrice di tibia prossimale :

$${}^G R_{pSK} = \begin{bmatrix} {}^G x_{pSK} & {}^G y_{pSK} & {}^G z_{pSK} \end{bmatrix}$$

Otteniamo la matrice di riallineamento come :

$${}^{sSK} R_{pSK} = {}^G R_{sSK} ' * {}^G R_{pSK}$$

L'unica matrice d'orientamento rimasta da calcolare è quella di coscia distale, per cui è stato adottato l'approccio funzionale, solo dopo aver eseguito la prova di statica e quindi quella di flessione-estensione si hanno a disposizione i dati necessari.

L'MHA ottenuto dalla prova di flessione estensione, è espresso come un versore in riferimento al sensore del segmento prossimale.

$${}^G z_{dTG} = {}^G R_{sTG} * mha_{flex} / \| {}^G R_{sTG} * mha_{flex} \|$$

Gli assi x e y sono poi costruiti in maniera tale di avere un angolo di flessione estensione nullo in statica, a partire dall'asse y di tibia in statica, con il secondo ottenuto per costruzione da z e x.

$${}^G x_{dTG} = {}^G y_{pSK} \wedge {}^G z_{dTG} / \| {}^G y_{pSK} \wedge {}^G z_{dTG} \|$$

$${}^G y_{dTG} = {}^G z_{dTG} \wedge {}^G x_{dTG} / \| {}^G z_{dTG} \wedge {}^G x_{dTG} \|$$

da cui:

$${}^G R_{pSK} = \begin{bmatrix} {}^G x_{pSK} & {}^G y_{pSK} & {}^G z_{pSK} \end{bmatrix}$$

Calcolata la matrice di coscia distale anatomica, ricaviamo la matrice d'orientamento di riallineamento definita come :

$${}^{sSK} R_{pSK} = {}^G R_{sSK} ' * {}^G R_{pSK}$$

Si può notare che, date queste definizioni di sistemi di riferimento anatomici, gli angoli articolari di anca e ginocchio risultano essere nulli per costruzione geometrica, in statica

Al contrario, in dinamica sarà sufficiente moltiplicare la matrice di posa del sensore, per la rispettiva matrice di riallineamento calcolata dalla prova statica, che, si ricorda, è una matrice costante.

Nella pagina seguente, le figure X e Y mostrano il posizionamento dei sensori durante le prove di cammino. Nelle basette i due marker laterali più distanziati rappresentano l'asse y, l'asse x è ottenuta invece tra i 2 marker avente minore distanza, e l'asse z risulta uscente dalla basetta per costruzione.



Figura 5 Vista globale del posizionamento dei sensori

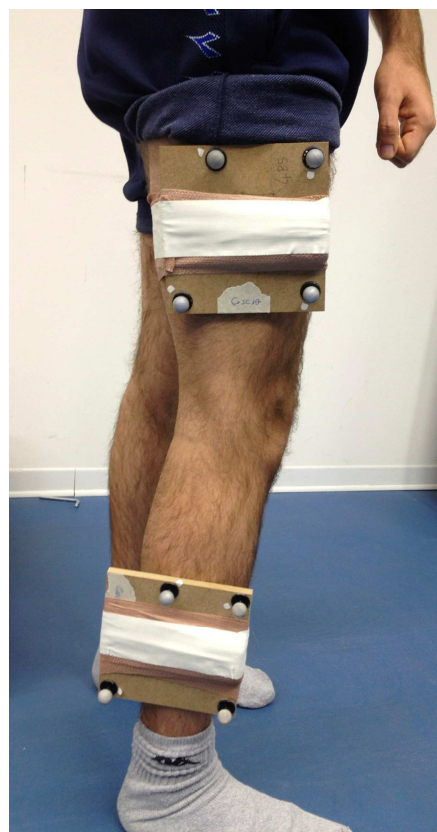


Figura 4 Posizionamento della basetta sui segmenti di coscia e tibia

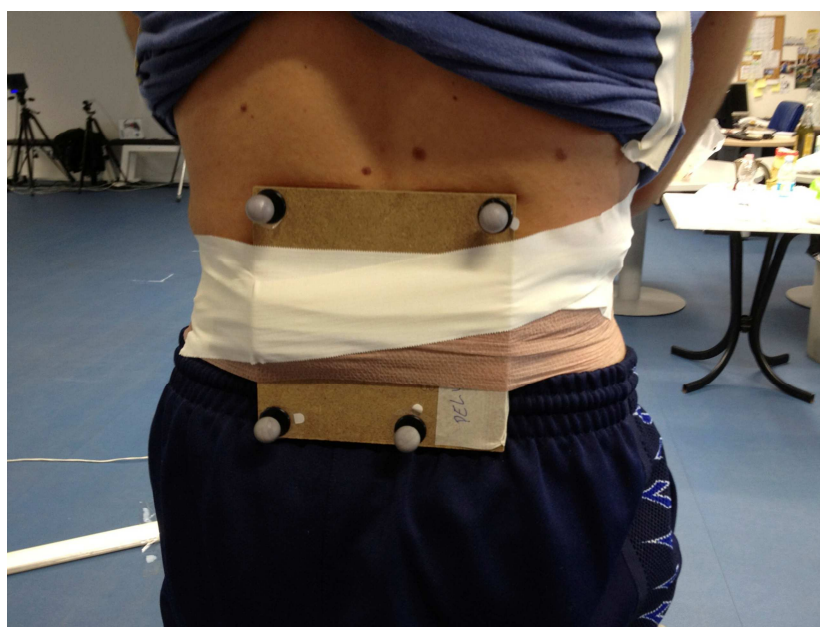


Figura 3 Posizionamento della basetta sulle pelvi

3.3.2 Protocollo per gli arti superiori

Per analizzare la cinematica degli arti superiori tramite gli Opal, è stato implementato un protocollo funzionale di analisi del movimento basato su sensori inerziali e validato in ambito clinico (Cutti et al). Il protocollo è stato sviluppato per misurare con facilità la cinematica di torace e degli arti superiori.

In analogia con il protocollo outwalk, attraverso quattro passi si definiscono i s.d.r. anatomico/funzionali di ogni segmento corporeo:

1. Posizionamento dei sensori sui segmenti corporei
2. Calcolo dell'asse medio di flessione-estensione di gomito
3. Calcolo dell'asse medio di pronazione-supinazione rotazione di gomito
4. Misurazione dell'orientamento dei sensori quando il soggetto è in una postura predefinita, in statica.

Come nel caso precedente, per valutare i risultati ottenuti dai sensori inerziali e confrontarli con quelli ottenuti con il sistema optoelettronico, a parità di protocollo, gli Opal sono stati fissati a basette di MDF, sui quali è stato costruito un cluster di marcatori a formare un sistema di riferimento ad esso allineato.

I segmenti di torace, omero e avambraccio sono stati assunti come segmenti

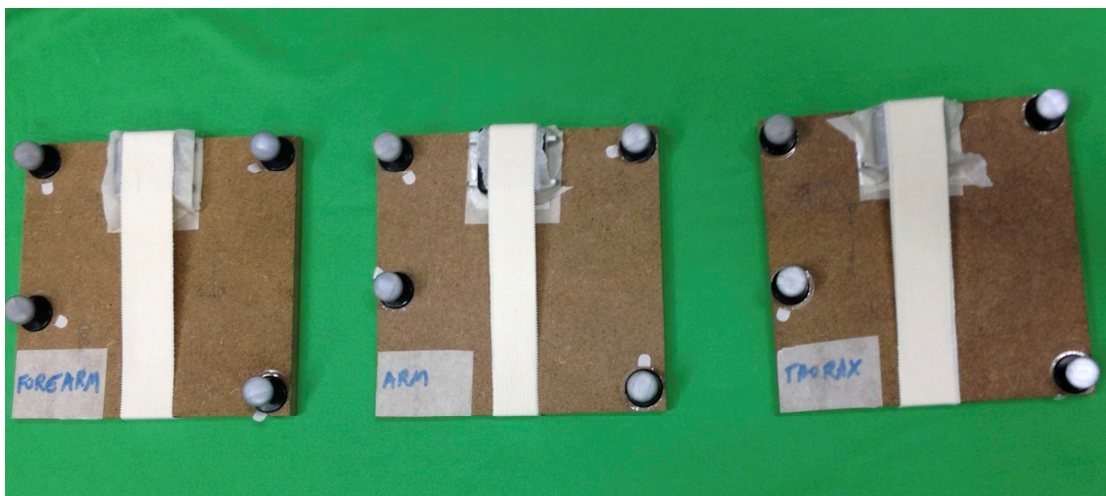


Figura 6 Basette di MDF con sensore e cluster di marcatori allineati

rigidi. Il gomito è stato modellato come una *double hinge joint*, con un asse di

rotazione attorno all'asse medio-laterale fissato nel omero distale e l'altra rotazione attorno all'asse longitudinale fissato nel radio. L'articolazione di spalla è stata modellata come una *ball and socket*. Comunque quando gli assi di flesso estensione e di intra-rotazione prono-supinazione sono correttamente localizzati, i movimenti del gomito sono in un range di circa 0 – 160 gradi di flessione, combinato con prono-supinazione rotazione da 0 a 180 gradi, ogni orientamento del segmento può essere completamente ritenuto come risultato di due rotazioni combinate lungo questi assi.

Per ogni segmento corporeo è stato definito almeno un sistema di riferimento, lo stesso segmento corporeo può essere calcolato secondo diverse convenzioni. Un s.d.r per torace, tre per omero, e uno per avambraccio. Quest'approccio permette di meglio rappresentare il segmento anatomico del caso, a seconda dell'articolazione presa in esame.

Ad esempio con convenzione H1 risulta più indicata per rappresentare l'omero (prossimale) quando si calcolano gli angoli di spalla, mentre la convenzione HF1 di omero (distale) è la più adatta per il calcolo degli angoli di gomito.

Considerando il lato destro del corpo, l'asse y punta in direzione craniale, l'asse x medio laterale (verso destra), e l'asse z posteriore. Per il lato sinistro, l'asse x e l'asse y sono invertiti, in questa maniera gli angoli assumono lo stesso segno positivo o negativo nel caso di azione compiuta col lato destro. Gli angoli così ottenuti possono direttamente essere plottati sopra quelli della parte destra.

Le rotazioni che descrivono i gradi di libertà delle articolazioni sono denominate:

spalla

- Asse x flesso-estensione (FE)
- Asse y intra-extra rotazione (IE)
- Asse z ab-adduzione (AA)

gomito

- Asse x flesso-estensione (FE)

- Asse y prono-supinazione (PS)
- Asse z carrying angle (CA)

E si ottengono scomponendo le matrici di rotazione articolare con la sequenza di Eulero $xz'y''$. La procedura per misurare la cinematica degli arti superiori è composta di cinque passi:

1. Posizionamento dei sensori su torace, omero e avambraccio
2. Computazione dell'orientamento dell'asse di flessione-estensione medio di gomito rispetto al s.d.r. di sensore di omero
3. Computazione dell'orientamento dell'asse di prono-supinazione di gomito rispetto al s.d.r. di avambraccio
4. Definizione dei sistemi di riferimento anatomici e funzionali, per torace, omero e avambraccio e determinazione dell'orientamento del sensore rispetto al segmento anatomico cui è collegato.
5. Calcolo degli angoli articolari a partire dalle matrici di rotazione secondo le convenzioni di Eulero $xz'y''$ o, nel caso della spalla, anche $zx'y''$. Questo garantisce che qualora ci siano problemi di gimbal-lock con la prima sequenza (ad abduzione circa 90°), questi non siano presenti con la seconda (nella quale il gimbal-lock si presenta a flessione $\pm 90^\circ$)

Per ogni segmento anatomico è stata posizionata una basetta, con un sensore e i 4 marker incollati con nastro biadesivo, sopra la pelle, ed avvolta da fasce elastiche per mantenerla in sede durante le prove dinamiche. Per il torace, il sensore è posizionato sopra la porzione piatta dello sterno, l'asse z di sensore in direzione fuori dal corpo e l'asse x in direzione craniale. Per l'omero il sensore è posto lateralmente con l'asse-z in direzione uscente dal braccio. Il sensore di avambraccio è posizionato in modo da avere l'asse-x allineato con l'asse longitudinale del segmento corporeo, il suo posizionamento è importante visto che il s.d.r. anatomico di avambraccio è costruito tenendo conto del suo asse-z.

Per definire il sistema di riferimento anatomico per l'omero funzionale (HF1) ed esprimere il suo orientamento rispetto al sistema di riferimento del sensore, bisogna per prima cosa stimare l'asse di flessione-estensione. L'orientamento dei sensori sopra omero e avambraccio è misurato tramite alcuni task di pura flessione-estensione. Nel caso del soggetto in esame questo movimento è stato compiuto in maniera autonoma, flettendo con due modalità, flettendo il gomito per sei volte consecutivamente o per lo stesso numero di volte ma con una pausa a metà dopo i primi tre cicli. In tutto sono stati acquisiti 4 trial.

La direzione dell'asse è stimata tramite il metodo funzionale descritto in precedenza (Woltring et al.), il software implementato verifica anche che il verso dell'asse sia conforme alla z del sensore, direzione uscente dal braccio in modo da avere un angolo di flessione-estensione positivo.

I sistemi di riferimento di torace e omero H1 sono costruiti a partire da una prova statica di 5 secondi, il soggetto durante tutta la prova è in piedi, sguardo in avanti, braccia stese e rilassate lungo i fianchi. Il sistema di riferimento di avambraccio, e di conseguenza l'omero H2 ottenuto per costruzione da questo, è ottenuto in seguito ad un task di pura pronazione-supinazione.

La prova è stata eseguita facendo stringere con la mano al soggetto un oggetto cilindrico, e facendo ruotare l'avambraccio sul suo asse longitudinale mantenendo costante l'angolo di flessione-estensione.

Tramite l'uso del calcolatore, la posizione dei sistemi di riferimento è calcolata campione per campione in base all'orientamento dei s.d.r. dei sensori. Gli angoli articolari sono poi ottenuti per ogni singolo campione scomponendo l'orientamento sotto forma di matrice di rotazione secondo la sequenza di Eulero $z'x'y''$ e $xz'y''$ per la spalla H1 e H2, e $xz'y''$ per il gomito HF1, H1 e H2.

Si può notare che data la definizione di torace anatomico e omero H1 tutti gli angoli articolari di spalla in statica sono nulli.

La seguente tabella indica come sono definiti i s.d.r. in statica

Segmento	Definizione degli Assi	Direzione anatomica
Torace (THX)	$Y_{THX} = {}^{SU-THX}Z_G / \ \cdot\ $	craniale
	$X_{THX} = [0 \ 0 \ 1] \wedge Y_{THX} / \ \cdot\ $	laterale
	$Z_{THX} = X_{THX} \wedge Y_{THX}$	posteriore
Omero-H1(H1)	${}^{SU-H}R_{H1} = {}^{SU-H}R_{THX}$	
Omero-H2(H2)	$X_{H2} = Y_{H1} \wedge Y_F / \ \cdot\ $	laterale
	$Y_{H2} = Y_{H1}$	craniale
	$Z_{H2} = X_{H2} \wedge Y_{H1} / \ \cdot\ $	posteriore
Omero funzionale (H1F)	$X_{H1F} = V_{FLEX} / \ \cdot\ $	laterale
	$Z_{H1F} = X_{H1F} \wedge Y_{H1} / \ \cdot\ $	posteriore
	$Y_{H1F} = Z_{H1F} \wedge Z_{H1F} / \ \cdot\ $	craniale
Avambraccio (F)	$X_F = Y_F \wedge [0 \ 0 \ 1] / \ \cdot\ $	laterale
	$Y_F = V_{PS} / \ \cdot\ $	craniale
	$Z_F = X_F \wedge Y_F / \ \cdot\ $	posteriore

NB: I vettori sono in riferimento alla matrice di sensore, per es. $[0 \ 0 \ 1]$ indica il terzo asse del s.d.r. di sensore. L'mha di PS è calcolato usando come segmento prossimale il segmento di avambraccio, in maniera tale da essere espresso rispetto al s.d.r. del sensore posto sul suo segmento corporeo.

Dalla prova statica è estratto un singolo frame, in questo istante si calcola il torace anatomico, ricavando da quest'ultimo le matrici di riallineamento sensore-anatomico, nel seguente modo:

$${}^G y_{THX} = [0 \ 0 \ 1]'$$

L'asse y di torace è il terzo asse del sistema di riferimento globale, cioè un versore che ha la stessa direzione dell'accelerazione di gravità ma segno opposto. Per

costruire l'asse x di torace anatomico, cioè un vettore in direzione medio-laterale, sfruttiamo l'asse z del sensore di torace:

$${}^G x_{THX} = {}^G z_{sTHX} \wedge {}^G y_{THX} / \| {}^G z_{sTHX} \wedge {}^G y_{THX} \|$$

L'asse z sarà ottenuto per costruzione dagli altri due, sarà posterioreentrante nel corpo.

$${}^G z_{THX} = {}^G x_{THX} \wedge {}^G y_{THX} / \| {}^G x_{THX} \wedge {}^G y_{THX} \|$$

Costruiamo la matrice d'orientamento mettendo in colonna i versori:

$${}^G R_{THX} = \begin{bmatrix} {}^G x_{THX} & {}^G y_{THX} & {}^G z_{THX} \end{bmatrix}$$

Ottenuta la matrice d'orientamento anatomica, calcoliamo quella di riallineamento come :

$${}^{sTHX} R_{THX} = {}^G R_{sTHX} ' * {}^G R_{THX}$$

Dal momento che abbiamo posto che in statica i s.d.r. anatomici di torace e omero prossimale siano allineati è lecito scrivere:

$${}^G R_{THX} = {}^G R_{HI}$$

Questa condizione equivale a dire che nell'istante di riferimento preso della statica gli angoli articolari di spalla secondo la convenzione H1 sono nulli, da ciò

ricaviamo la matrice di riallineamento di omero H1.

$${}^{sH}R_{H1} = {}^GR_{sH} \cdot {}^GR_{H1} = {}^GR_{sH} \cdot {}^GR_{THX}$$

Il s.d.r. di omero H2 viene costruito a partire dall'asse y di H1 istante per istante; in statica quest'asse coincide con l'accelerazione di gravità, cambiata di segno:

$${}^Gy_{H2} = -{}^Gy_{H1}$$

L'asse x è costruito a partire dal segmento di avambraccio, per la regola della mano destra sarà un vettore rivolto in direzione medio-laterale, verso destra

$${}^Gx_{H2} = {}^Gy_{H1} \wedge {}^Gy_F / \| {}^Gy_{H1} \wedge {}^Gy_F \|$$

L'asse z è ottenuto per costruzione dagli altri due

$${}^Gz_{H2} = {}^Gx_{H2} \wedge {}^Gy_{H2} / \| {}^Gx_{H2} \wedge {}^Gy_{H2} \|^2$$

Si ottiene dunque la matrice di omero H2 :

$${}^GR_{H2} = \begin{bmatrix} {}^Gx_{H2} & {}^Gy_{H2} & {}^Gz_{H2} \end{bmatrix}$$

Le uniche matrici di pose rimaste da calcolare sono quelle di omero funzionale (HF1) e avambraccio (F) , per cui è stato adottato l'approccio funzionale. Solo dopo

aver eseguito la prova di statica, quelle di flesso-estensione, per l'omero, e di prono-supinazione per l'avambraccio, si hanno a disposizione tutti i dati necessari.

L'MHA ottenuto dalla prova di flesso estensione, è espresso come un versore in riferimento al sensore del segmento prossimale.

$${}^G x_{HIF} = {}^G R_{sH} * mha_{flex} / \| {}^G R_{sH} * mha_{flex} \|$$

Dall'asse x si ricavano z e poi y per costruzione. Si calcola dapprima z, utilizzando l'asse vertiale della convenzione H1 dell'omero

$${}^G z_{HIF} = {}^G x_{HIF} \wedge {}^G y_{HI} / \| {}^G x_{HIF} \wedge {}^G y_{HI} \|$$

poi, per costruzione geometrica, l'asse y:

$${}^G y_{HIF} = {}^G z_{HI} \wedge {}^G x_{HI} / \| {}^G z_{HI} \wedge {}^G x_{HI} \|$$

da cui:

$${}^G R_{HIF} = \begin{bmatrix} {}^G x_{HIF} & {}^G y_{HIF} & {}^G z_{HIF} \end{bmatrix}$$

Un procedimento simile è valido per l'avambraccio, prendendo questa volta l'mha della prova di prono-supinazione per definire l'asse y di avambraccio

$${}^G y_F = {}^G R_{sF} * mha_{ps} / \| {}^G R_{sF} * mha_{ps} \|$$

x si ricava utilizzando il terzo asse del sensore d'avambraccio.

$${}^G x_F = {}^G y_F \wedge {}^G z_{sF} / \| {}^G y_F \wedge {}^G z_{sF} \|$$

e l'asse z per costruzione

$${}^G z_F = {}^G x_F \wedge {}^G y_F / \| {}^G x_F \wedge {}^G y_{sF} \|$$

Calcolati tutti i versori, la matrice di posa del segmento è data da:

$${}^G R_F = \begin{bmatrix} {}^G x_F & {}^G y_F & {}^G z_F \end{bmatrix}$$

Nella pagina seguente le foto sul posizionamento delle basette con cluster e sensore sul soggetto mostra il setup sperimentale L'asse x è quello formato dai 2 marker più vicini tra loro, l'asse y tra i marker a questo asse perpendicolari, e l'asse z è uscente dalla basetta secondo la regola della mano destra.

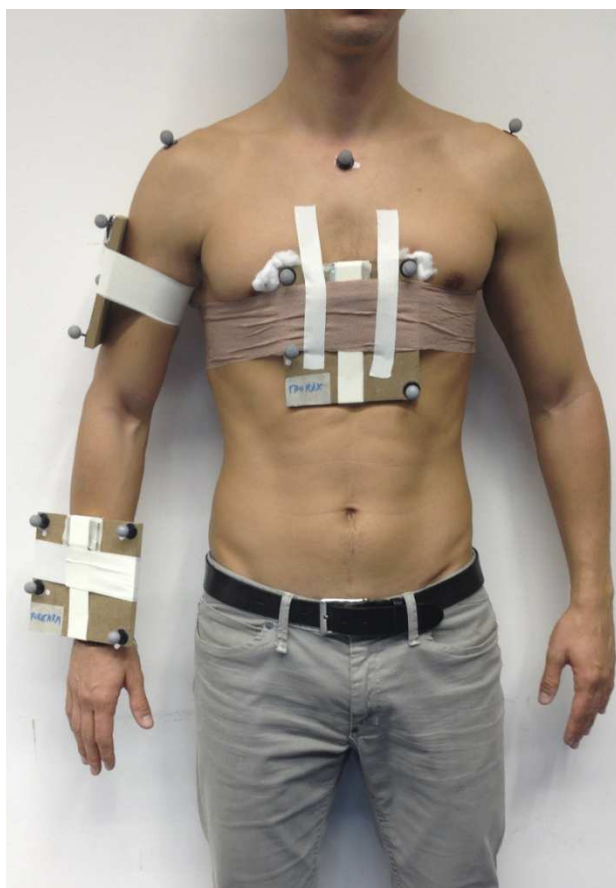


Figura 8 Vista Frontale

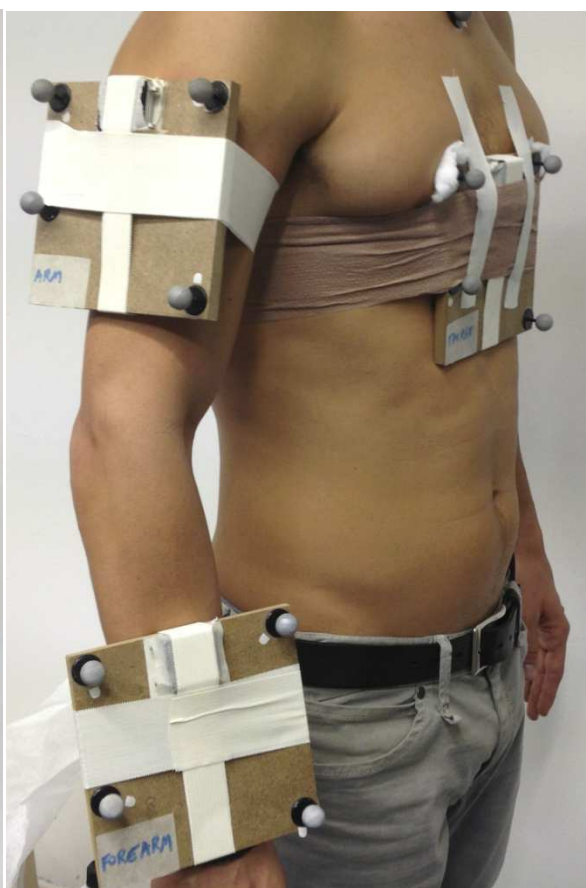


Figura 7 Posizionamento delle basette su omero e avambraccio

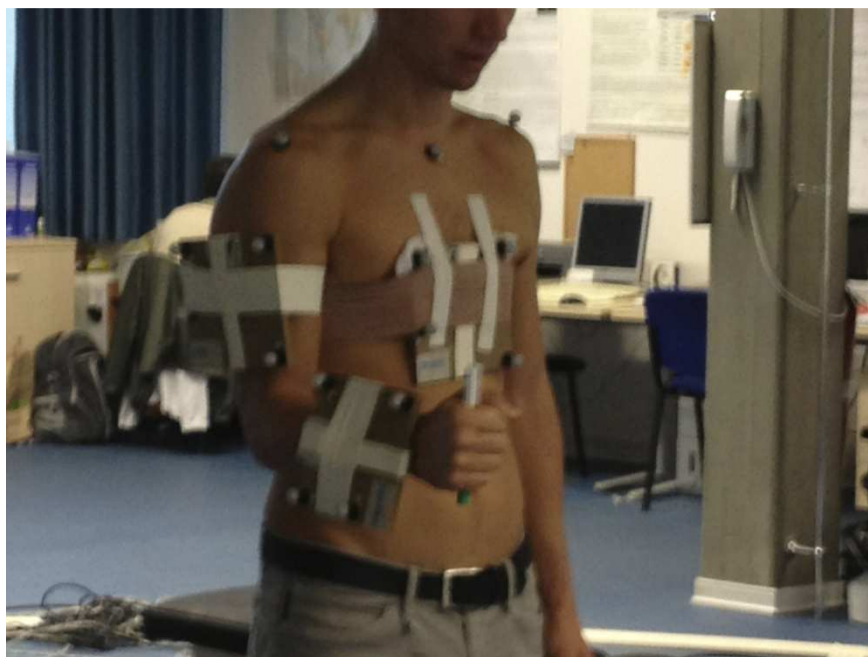


Figura 9 Posizione del braccio durante la prova di prono-supinazione

Risultati

In questo capitolo saranno mostrati i risultati ottenuti sulle prove eseguite in laboratorio.

L'analisi sarà condotta per mettere in luce i risultati inerenti a 2 tematiche principali che si sono affrontate:

- 1) Validazione dei protocolli implementati, e verifica dell'affidabilità dei protocolli nello stimare gli angoli articolari. In particolare, si verificherà se il cross-talk⁶ è limitato
- 2) Verifica delle performance dei sensori Opal rispetto al sistema stereo fotogrammetrico Smart-DX nella misura degli angoli articolari.

Verrà dapprima analizzato il protocollo per la cinematica degli arti superiori durante il nuoto, poi Outwalk, il protocollo per la cinematica degli arti inferiori durante il cammino.

Per il punto 1) per ogni protocollo saranno illustrati i risultati ottenuti dalle prove di calibrazione, i risultati ottenuti nelle prove dinamiche di effettivo interesse (prove di nuoto nel caso del protocollo arti superiori, prove di cammino per protocollo Outwalk), e dati inerenti ai range of motion (ROM) di ogni angolo.

Per il punto 2) verranno mostrati una serie di grafici e dati numerici per meglio caratterizzare le differenze in termini di performance tra i sensori inerziali Opal e il sistema stereo fotogrammetrico Smart-DX. Più in dettaglio, a livello grafico verranno riportati i Bland-Altman plot⁷ degli angoli articolari aventi maggiore range di movimento, in modo da poter fornire uno strumento grafico per comprendere quando intervengono differenze di performance tra le strumentazioni e in che misura esse inficiano l'accuratezza nella stima degli angoli articolari. Dal punto di vista

⁶ Con Cross Talk si indica il rumore o interferenza elettromagnetica tra due cavi o rami di circuito vicini, un segnale che attraversa un canale si ripercuote e viene percepito in un canale diverso dal suo generando interferenze e disturbi.

⁷ Si ricorda che i grafici di Bland-Altman servono a valutare la concordanza tra due misure tramite l'analisi grafica delle differenze: ogni punto del grafico ha come ordinata la differenza tra le due misure e come ascissa la media delle due. Nei grafici sono presenti anche le bande di confidenza al 95% (rosse) e la retta di regressione lineare (verde)

numerico, invece, sono forniti una serie di parametri di confronto, per ogni articolazione, per ogni angolo calcolato, quali:

- Root mean square error⁸ (RMSE)
- Indice di correlazione (r)
- Valore di offset della retta di regression lineare tra 2 misure (q)

In tutti i grafici che verranno riportati in seguito, il colore verde identifica i dati del gold standard Smart-DX, mentre il colore nero identifica quelli dei sensori Opal.

4.1 Arti superiori

4.1.1 Valutazione protocollo

In tabella gli angoli di dispersione *chi*, ottenuti rispettivamente dalle prove di flessione estensione e prono-supinazione di gomito.

Nome della prova	<i>Chi</i> tramite BTS (°)	<i>Chi</i> tramite Opal(°)
mhaFE1	9,2	13,7
mhaFE2	12,3	16,2
mhaFE3	11,9	15,3
mhaFE4	10,9	14,9
<i>mhaPS1</i>	13,5	17,9
<i>mhaPS2</i>	11,8	16,1
<i>mhaPS3</i>	14	18,9

Per l'elaborazione delle prove dinamiche di nuoto, sono state scelte le prove con il minor *chi*:

- *mhaFE1* per determinare l'asse meccanico di flessione-estensione di gomito, e
- *mhaPS2* per l'asse di prono-supinazione

dei quali si riporta, nei Grafico 1 e Grafico 2, l'andamento temporale degli angoli

⁸ L'Errore Quadratico Medio (*Root Mean Square Error*) indica la discrepanza quadratica media fra i valori dei dati osservati x ed i valori dei dati stimati \hat{x} , si calcola . $RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x}_i)^2}{n}}$

articolari (FE, CA, PS).

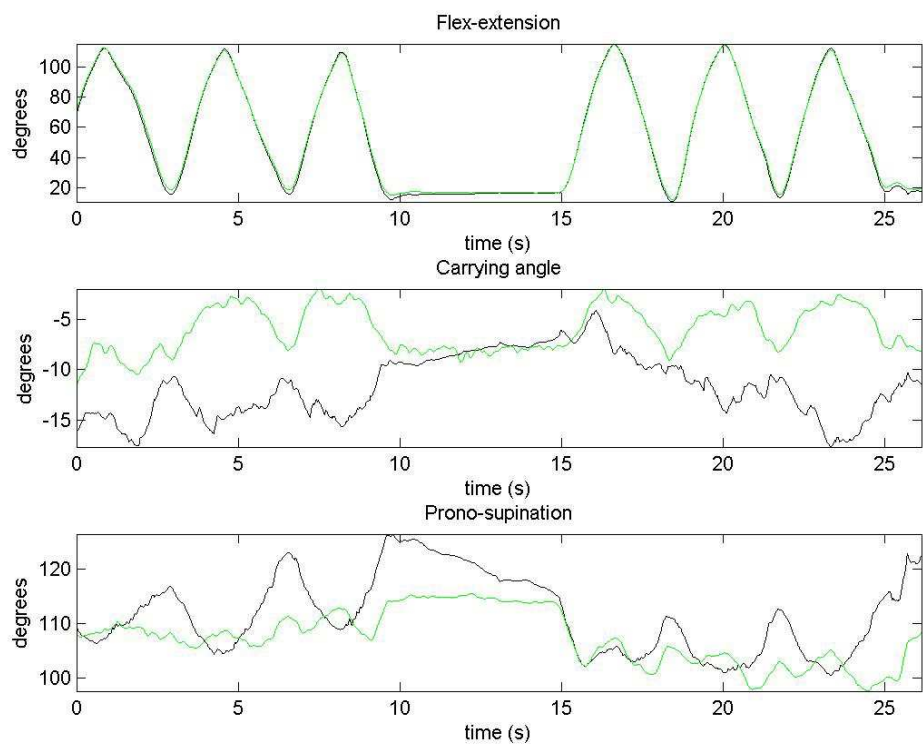


Grafico 1 Angoli di gomito secondo la convenzione H1F relativi alla prova di flesso-estensione mhaFE1

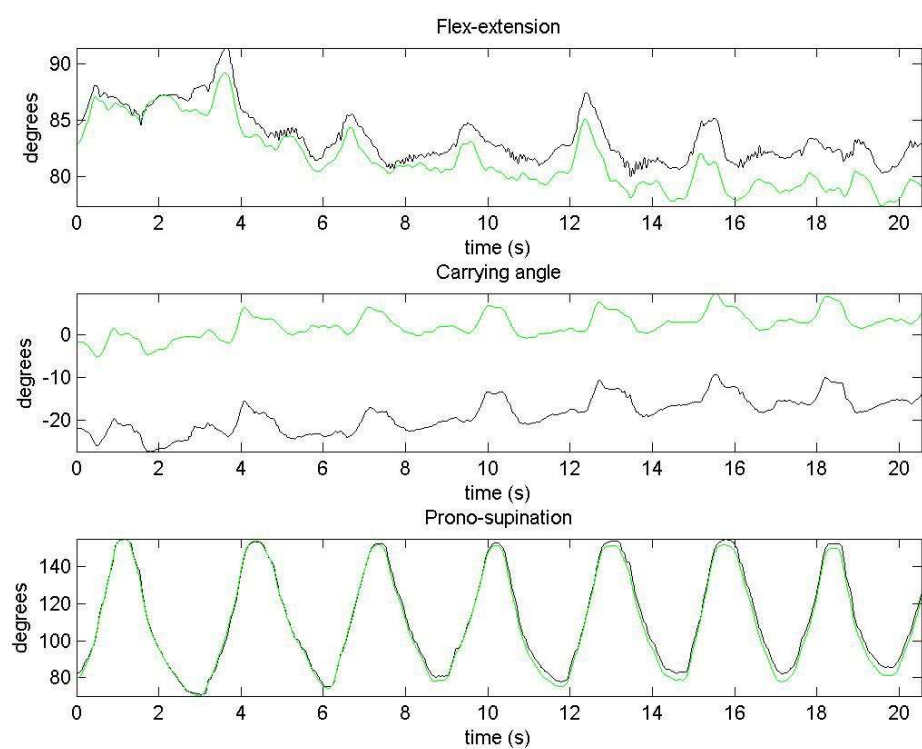


Grafico 2 Angoli di gomito secondo la convenzione H1F relativi alla prova di prono-supinazione mhaPS2

I range of motion misurati con i 2 sistemi di acquisizioni, per le 2 prove di calibrazione *mhaFE1* e *mhaPS2* sono riportati nella Tabella 1 sottostante⁹:

	Elbow H1F (xz'y'')						Elbow H2 (xz'y'')					
	Min			Max			Min			Max		
	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS
'mhaFE1.mat'	14 °	-11 °	93 °	115 °	-5 °	102 °	13 °	-32 °	93 °	117 °	-7 °	123 °
'mhaPS2.mat'	77 °	-5 °	70 °	89 °	10 °	155 °	77 °	-25 °	78 °	89 °	-9 °	162 °
'mhaFE1.mat'	13 °	-17 °	93 °	115 °	0 °	103 °	16 °	-2 °	65 °	115 °	30 °	111 °
'mhaPS2.mat'	80 °	-27 °	71 °	91 °	-9 °	155 °	80 °	4 °	71 °	91 °	22 °	154 °

Tabella 1 Range of Motion degli angoli stimati da Smart (in verde) e Opal in gradi (°)

Si riportano di seguito i grafici degli angoli articolari alla spalla, nelle due convenzioni H1 e H2, per la prova statica.

Dal grafico in convenzione H2 è piuttosto evidente una deriva di segnale nell'angolo di intra-extra rotazione solamente per gli Opal. Tale fenomeno verrà discusso adeguatamente nelle considerazioni e conclusioni.

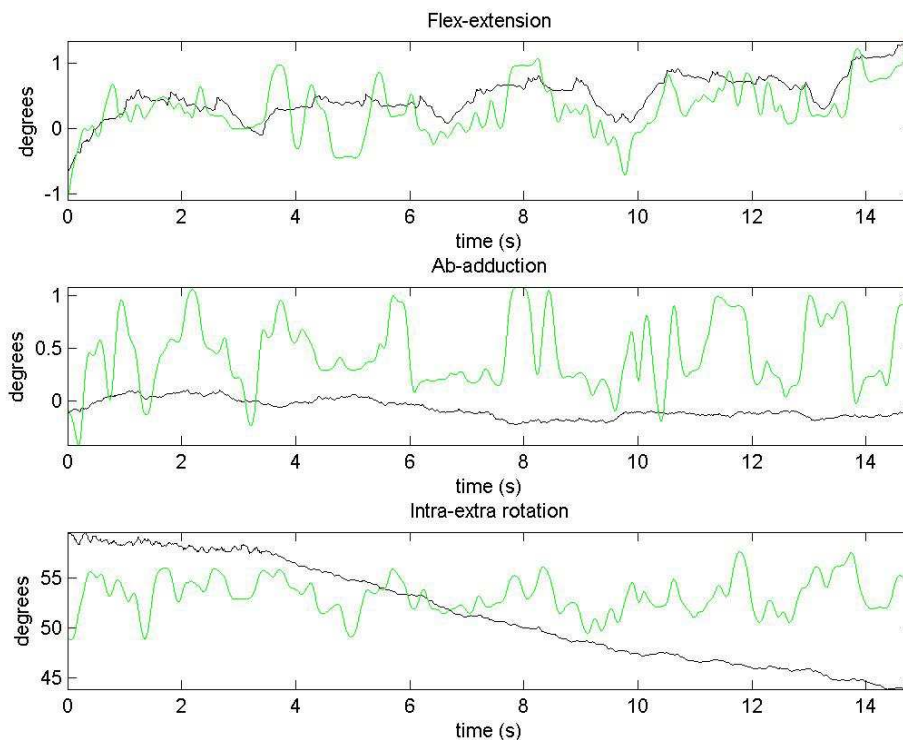


Grafico 3 Angoli di spalla secondo la convenzione H2 in statica

⁹ Nella tabella seguente e nelle successive per gli angoli valgono le seguenti notazioni:
FE (Flesso-estensione) CA (Carrying Angle) PS (Prono supinazione) AA (Ab-adduzione)

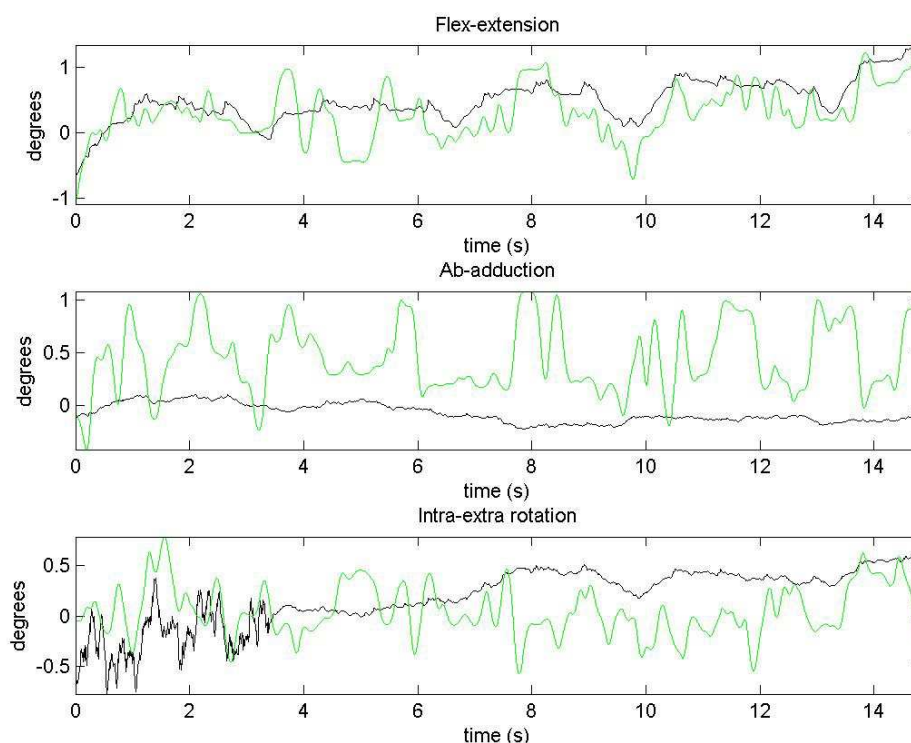


Grafico 4 Angoli di spalla secondo la convenzione H1 in statica

Si può vedere come, per entrambi i sistemi d'acquisizione, il valor medio degli angoli sia grossolanamente prossimo a zero (tranne l'intra-extra rotazione in convenzione H2). Ciò è dovuto alla definizione dei sistemi di riferimento anatomici che, proprio attraverso la prova statica, fissano offset angolari nulli. Si fa notare che la dinamica del segnale Smart-DX sembra affetta da rumore da alta frequenza.

Si riportano ora i grafici ottenuti nelle prove di nuoto, e più precisamente, in una prova di stile libero, una di stile libero eseguita velocemente, e una prova di rana. Saranno mostrati gli angoli di gomito in convenzione H1F e H2, e gli angoli di spalla in convenzione H1 e H2. Si rammenta che la convenzione H1 per la spalla è una migliore rappresentazione per gli angoli di flessione-estensione e ab-adduzione, mentre la convenzione H2 è più accurata nello stimare l'angolo di intra-extra rotazione.

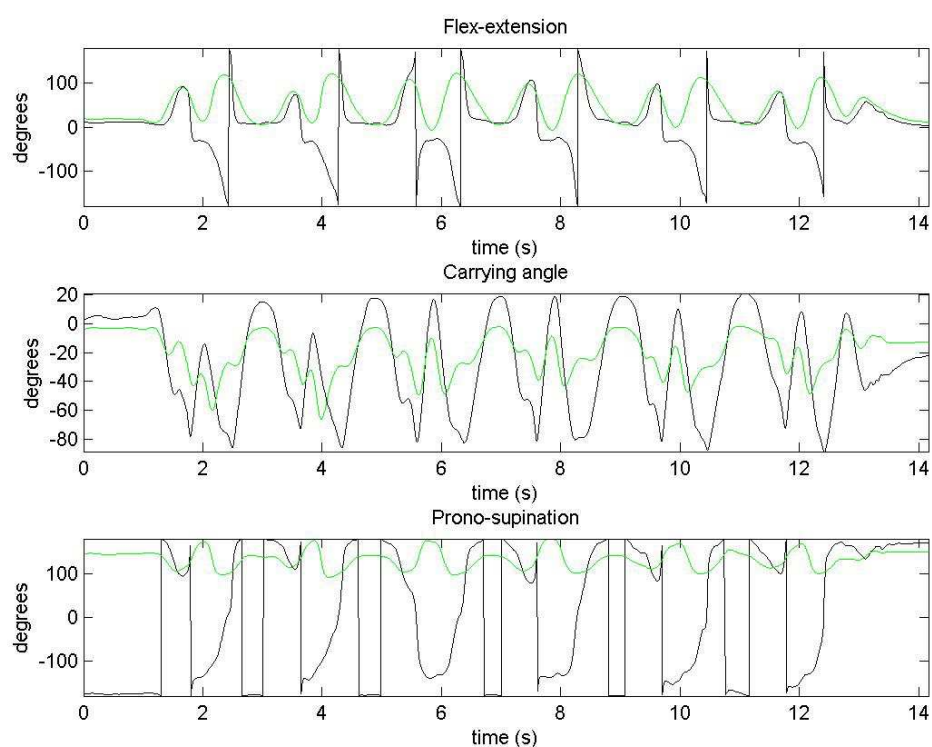


Grafico 5 Angoli di gomito secondo la convenzione H1F relativi alla seconda prova di stile libero

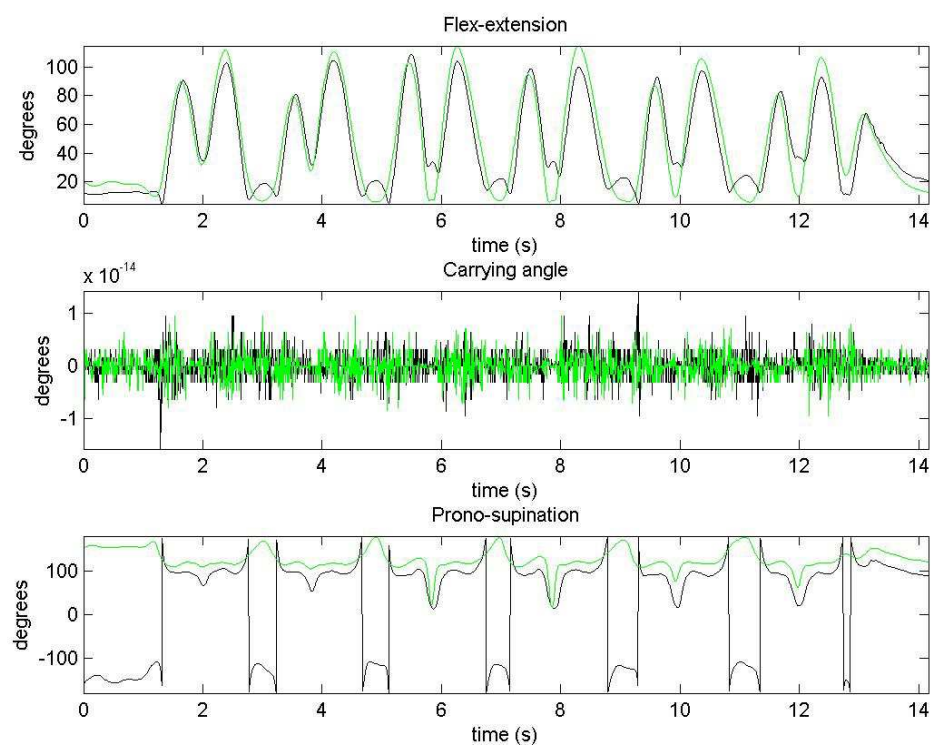


Grafico 6 Angoli di gomito secondo la convenzione H2 relativi alla seconda prova di stile libero

Nelle figure sopra si possono notare fenomeni di gimbal-lock e problemi legati alla periodicità di seno e coseno che provocano “transizioni” a livello di valori angolari da -180 a 180° per alcuni degli angoli misurati dagli Opal, e questo sembra inficiare decisamente la correlazione dei segnali. Si rammenta al lettore, inoltre, che il Carrying angle in convenzione H2 è nullo per costruzione geometrica.

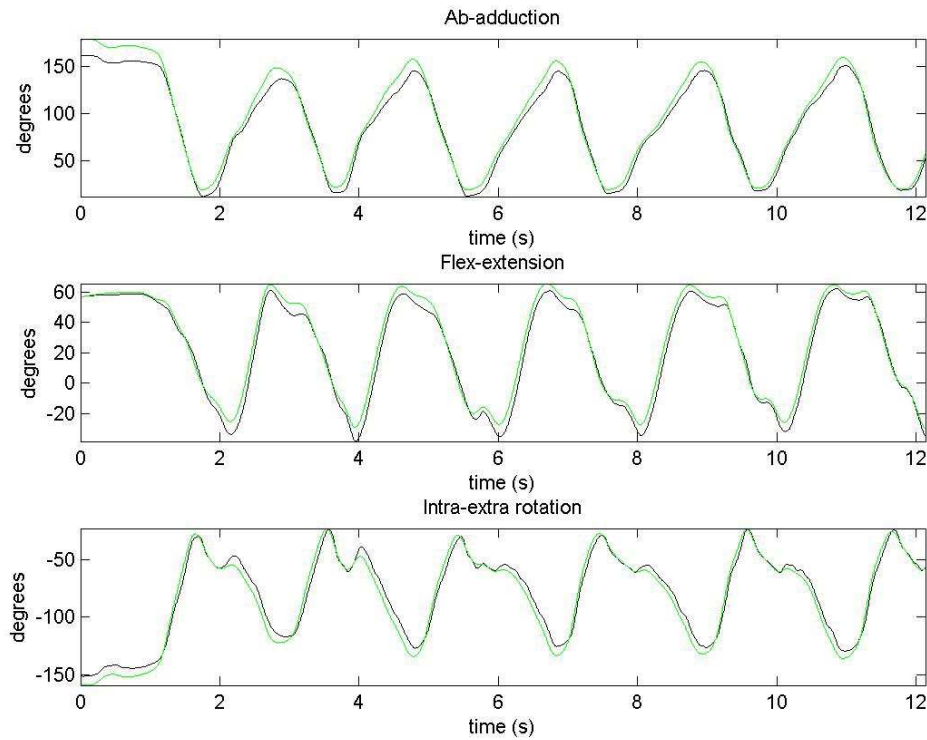


Grafico 7 Angoli di spalla secondo la convenzione H1 relativi alla seconda prova di stile libero

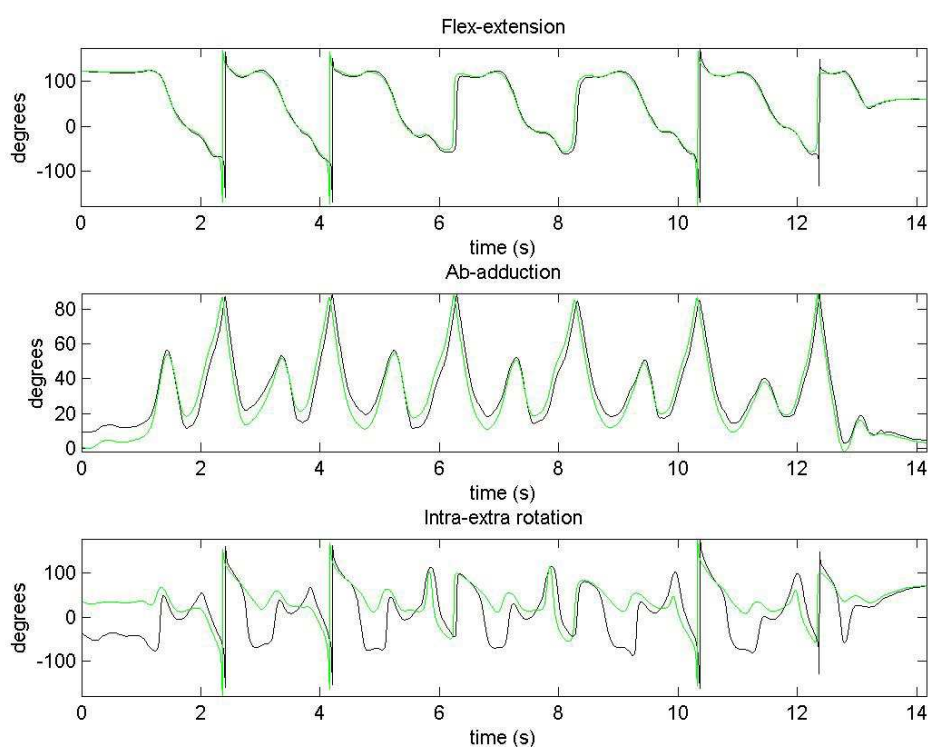


Grafico 8 Angoli di spalla secondo la convenzione H2 relativi alla seconda prova di stile libero

I range di movimento sono riportati in **Error! Reference source not found.**, sotto.

	Elbow H1F (zxy)						Elbow H2 (zxy)						Shoulder H1 (zxy)						Shoulder H2 (zxy)					
	Min			Max			Min			Max			Min			Max			Min			Max		
	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS
'stile2.mat'	-7 °	-66 °	91 °	122 °	-2 °	179 °	-8 °	-83 °	-180 °	130 °	2 °	180 °	-180 °	-30 °	-163 °	180 °	80 °	16 °	-180 °	-30 °	-150 °	180 °	80 °	125 °
'stile2.mat'	-179 °	-89 °	-180 °	179 °	21 °	180 °	-175 °	-85 °	-179 °	177 °	24 °	180 °	9 °	-38 °	-156 °	174 °	77 °	12 °	9 °	-38 °	-180 °	174 °	77 °	180 °

Tabella 2 Range di movimento degli angoli di spalla , espressi in gradi (°) , relativi alla seconda prova di nuoto stile libero

Ora i grafici relativi ad una prova di stile libera eseguita a velocità all'incirca doppia

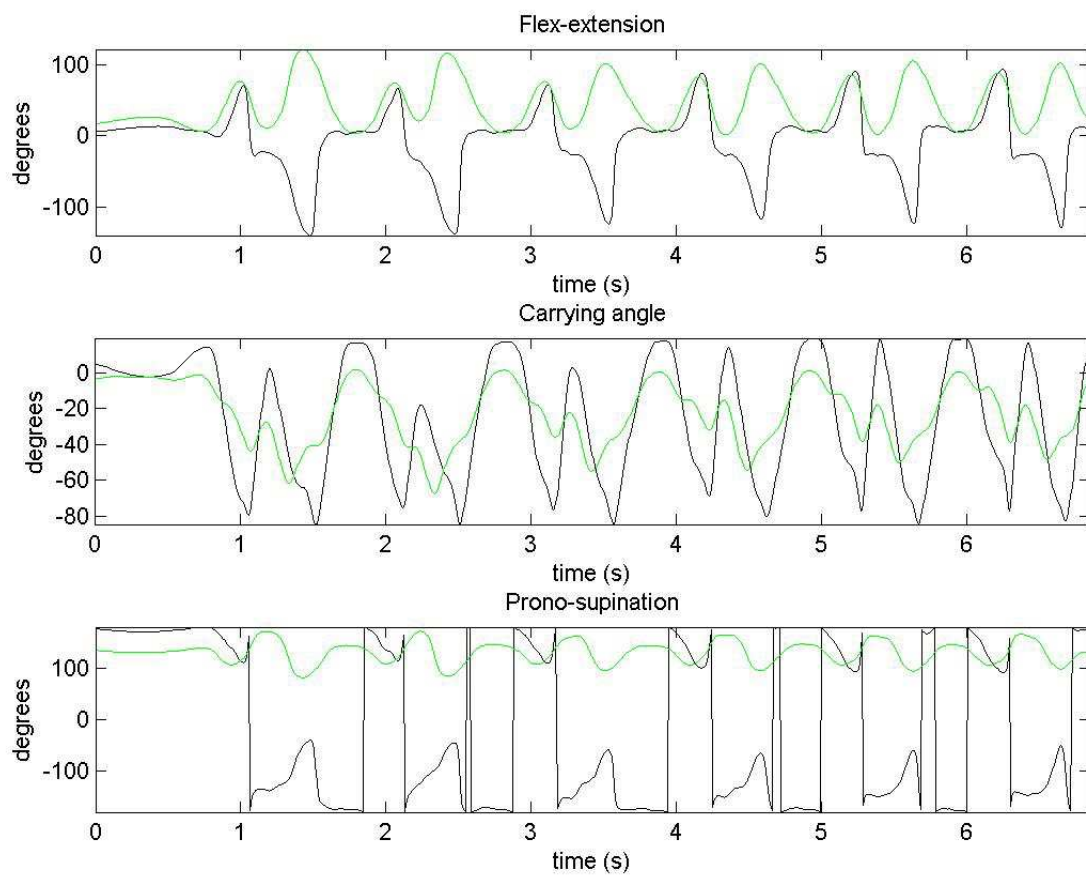


Grafico 9 Angoli di gomito secondo la convenzione H1F relativi alla prova di stile libero veloce

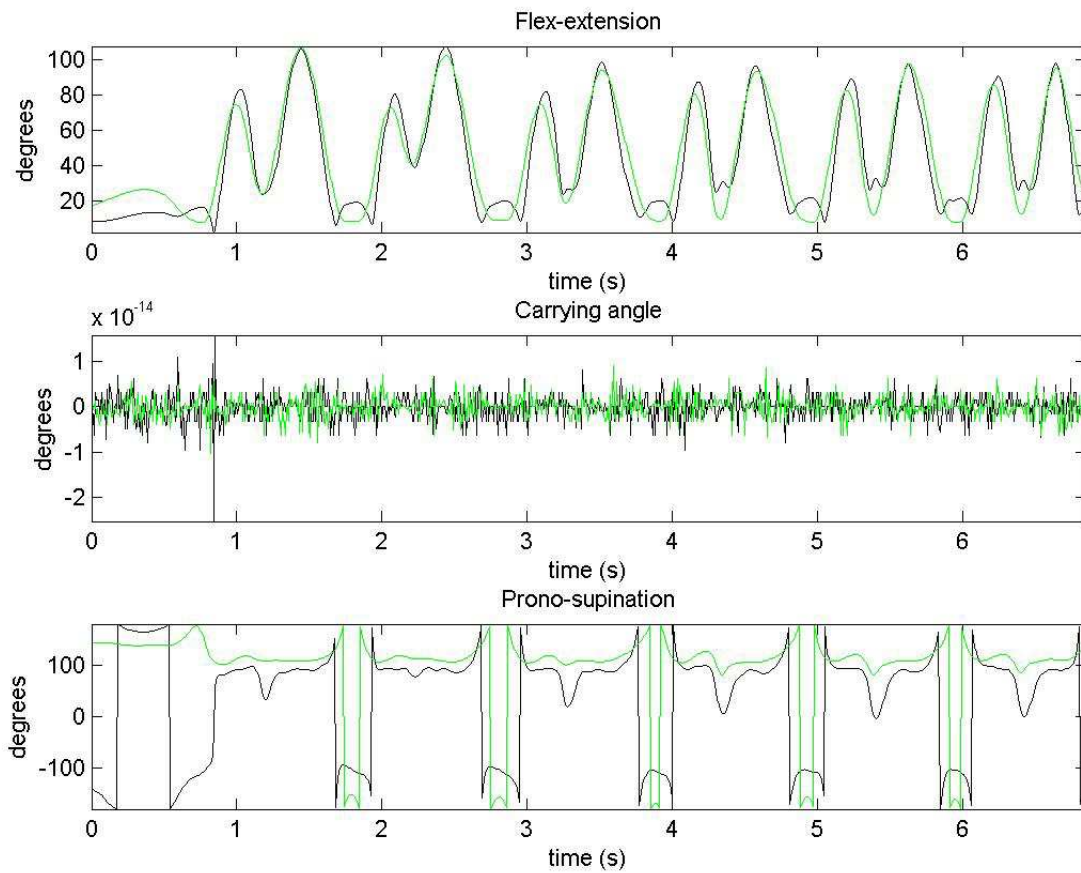


Grafico 10 Angoli di gomito secondo la convenzione H2 relativi alla prova di stile libero veloce

Come nella prova precedente, anche in questo caso sono presenti gimbal-lock in alcuni degli angoli rappresentati nelle 2 figure sopra. Nonostante ciò, si evidenzia una buona correlazione per l'angolo di flesso-estensione in convenzione H2.

Di seguito i grafici per la spalla, nelle convenzioni H1 e H2. Si osserverà una buona correlazione di tutti gli angoli articolari e ancora problemi di transizione di segnale $-180^\circ + 180^\circ$.

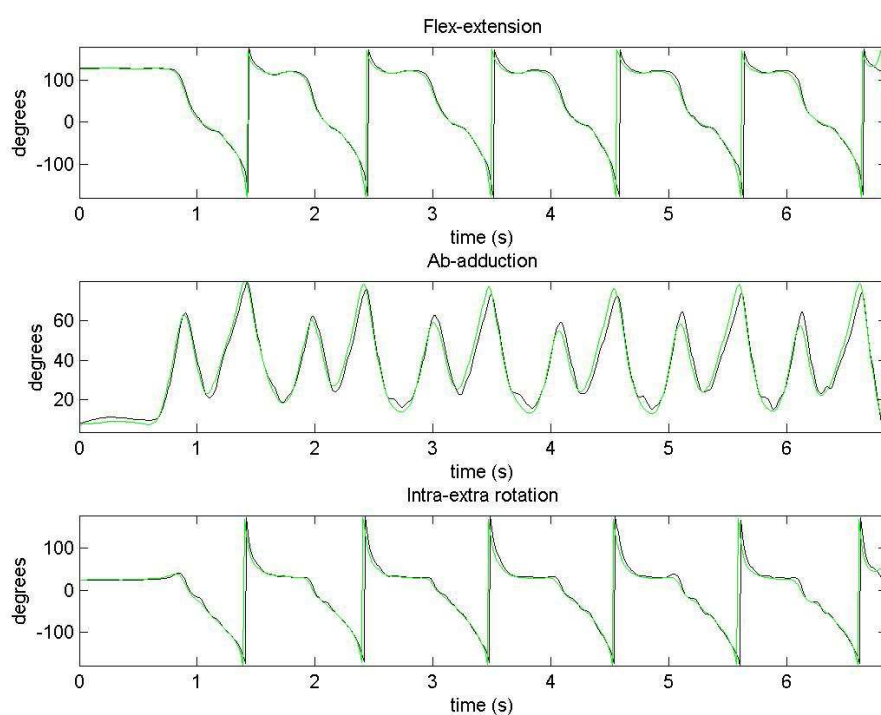


Grafico 11 Angoli di spalla secondo la convenzione H1 relativi alla prova di stile libero veloce

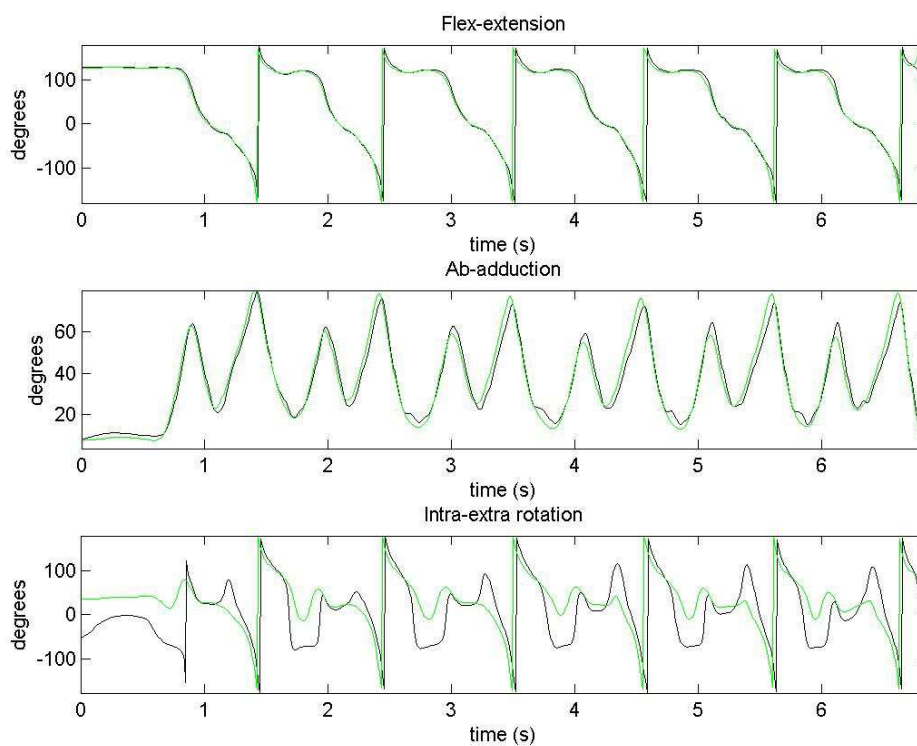


Grafico 12 Angoli di spalla secondo la convenzione H2 relativi alla prova di stile libero veloce

	Elbow H1F (xzy)						Elbow H2 (xzy)						Shoulder H1 (xzy)						Shoulder H2 (xzy)					
	Min			Max			Min			Max			Min			Max			Min			Max		
	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS
'rana3.mat'	-1°	-45°	89°	115°	2°	163°	1°	-64°	-180°	121°	7°	180°	-180°	6°	-180°	180°	88°	179°	-180°	6°	-180°	180°	88°	180°
'rana3.mat'	-37°	-82°	-180°	122°	20°	180°	-26°	-64°	83°	112°	15°	179°	-180°	2°	-164°	180°	89°	16°	-180°	2°	-179°	180°	89°	180°

Tabella 3 Range di movimento degli angoli di gomito e spalla ,espressi in gradi (°), relativi alla prova di stile libero veloce

Di seguito i risultati ottenuti nella prova di rana analizzata: dapprima l'articolazione di gomito, poi di spalla.

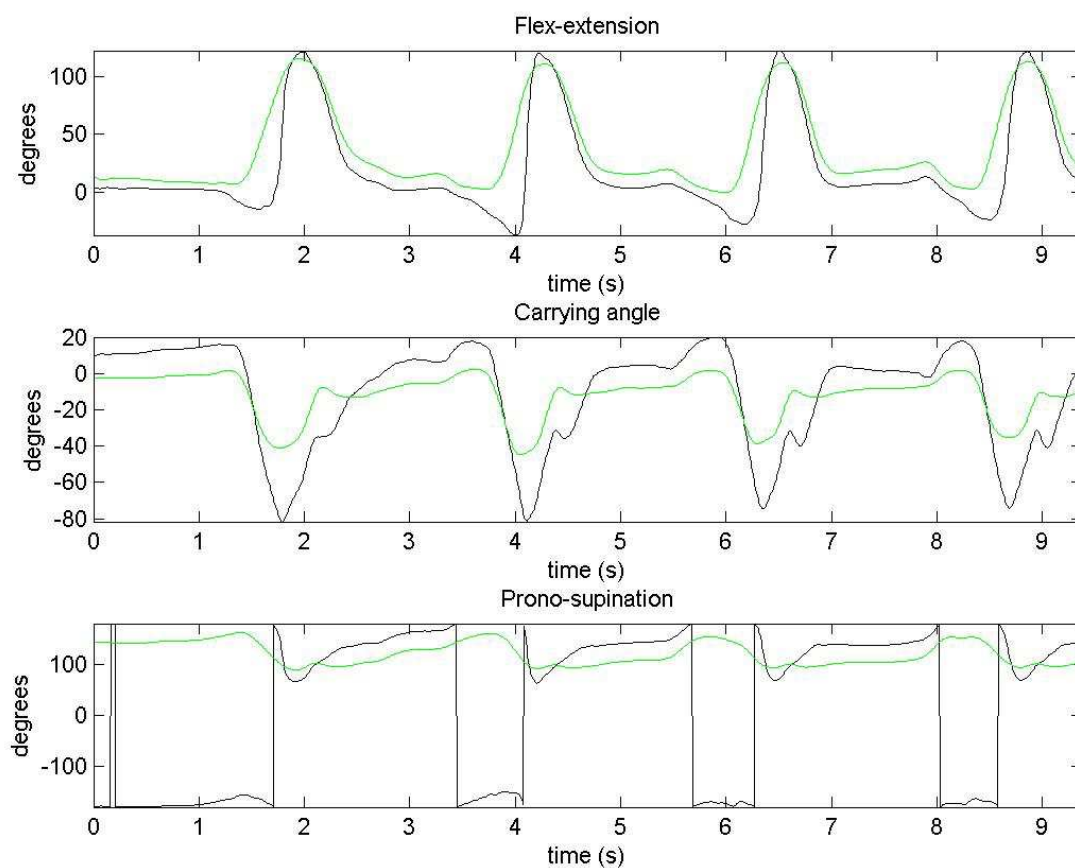


Grafico 13 Angoli di gomito secondo la convenzione H1F relativi alla terza prova di nuoto stile rana

Nuovamente si evidenziano fenomeni di transizioni da meno a più 180° legate alla periodicità delle funzioni seno e coseno

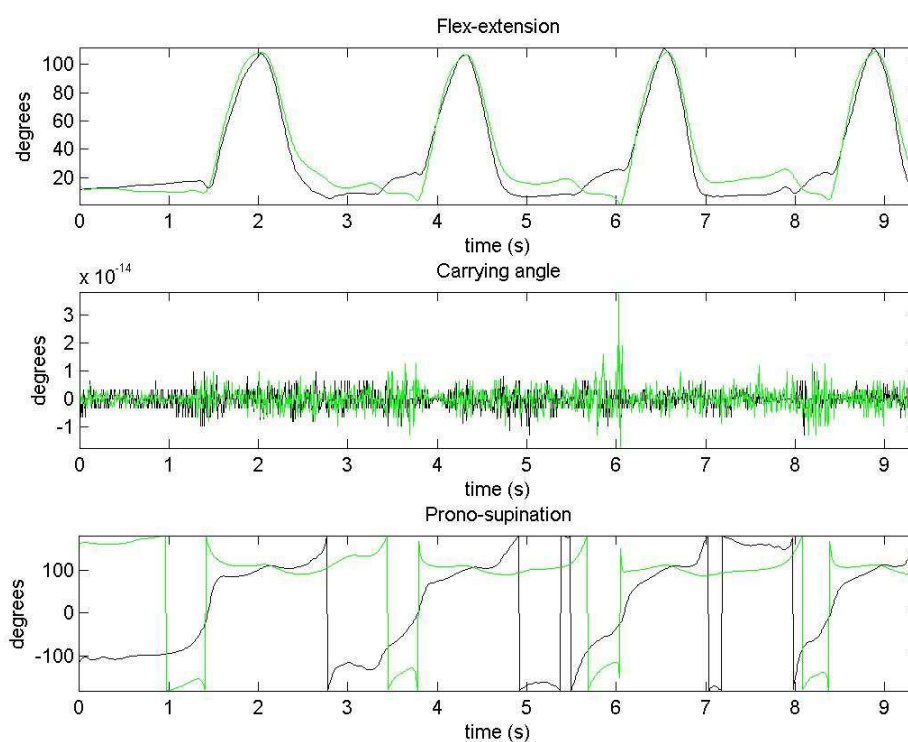


Grafico 14 Angoli di gomito secondo la convenzione H2 relativi alla terza prova di nuoto stile rana

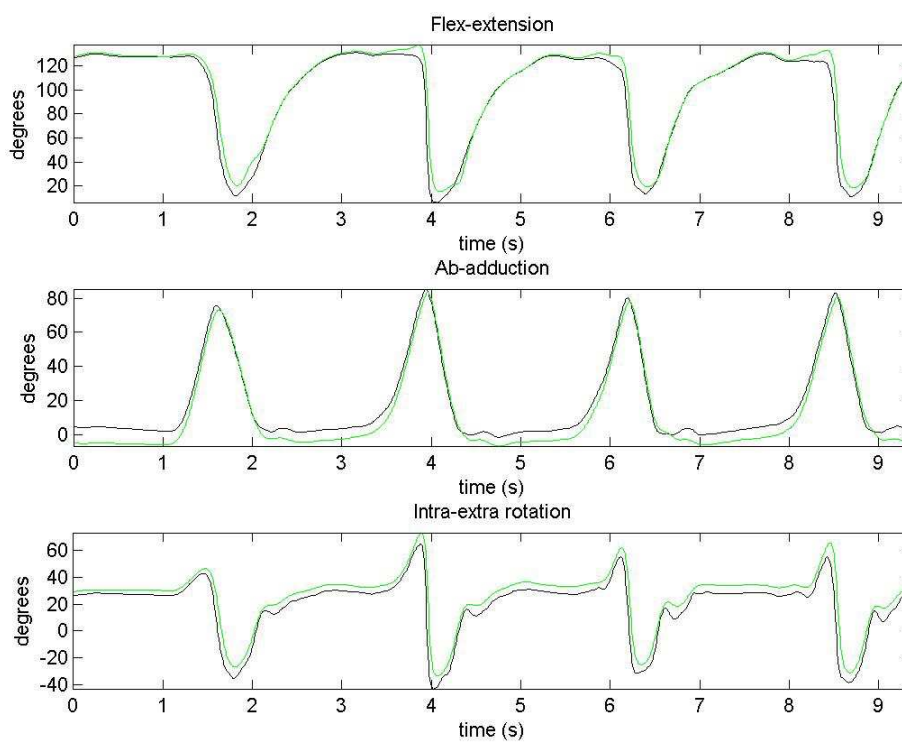


Grafico 15 Angoli di spalla secondo la convenzione H1 relativi alla terza prova di nuoto stile rana

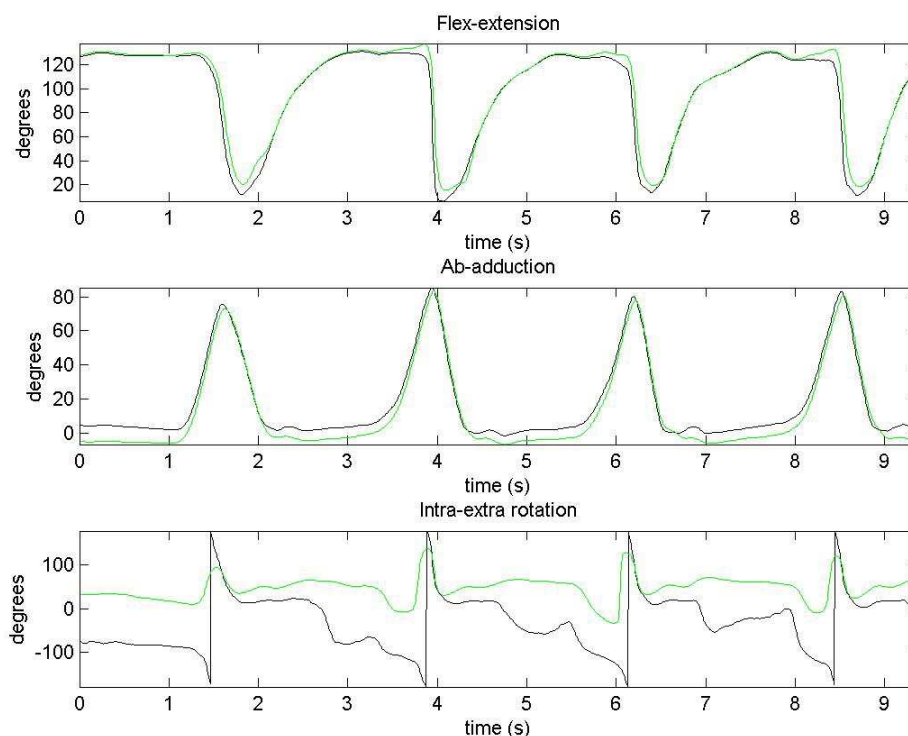


Grafico 16 Angoli di spalla secondo la convenzione H2 relativi alla terza prova di nuoto stile rana

Similmente alla prova di stile libero, si osserva buona correlazione degli angoli calcolati dal sistema Opal e il sistema Smart-DX, eccetto l'intra-extra rotazione di spalla in convenzione H2. Si riportano i dati di confronto nella tabella sotto.

	Elbow H1F (zxy)						Elbow H2 (zxy)						Shoulder H1 (zxy)						Shoulder H2 (zxy)					
	Min			Max			Min			Max			Min			Max			Min			Max		
	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS	FE	CA	PS
'rana3.mat'	-1	-45	89	115	2	163	1	-64	-180	121	7	180	-180	6	-180	180	88	179	-180	6	-180	180	88	180
'rana3.mat'	-37	-82	-180	122	20	180	-26	-64	83	112	15	179	-180	2	-164	180	89	16	-180	2	-179	180	89	180

Tabella 4 Range di movimento degli angoli di spalla e gomito, espressi in gradi (°), relativi alla terza prova di nuoto stile rana

4.1.2 Confronto strumentale nel protocollo per arti superiori

Come anticipato nell'introduzione del capitolo, i grafici di Bland-Altman (BA) e alcune tabelle riassuntive saranno mostrate al fine di esplicitare con miglior chiarezza quali sono state le differenze strumentali di misura osservate tra il sistema Opal e il sistema Smart-DX nella misura degli angoli articolari.

Nelle 2 figure sottostanti si riportano i grafici di BA per l'angolo di flesso estensione nella prova *mhaFE1* e di prono-supinazione nella prova *mhaPS2*.

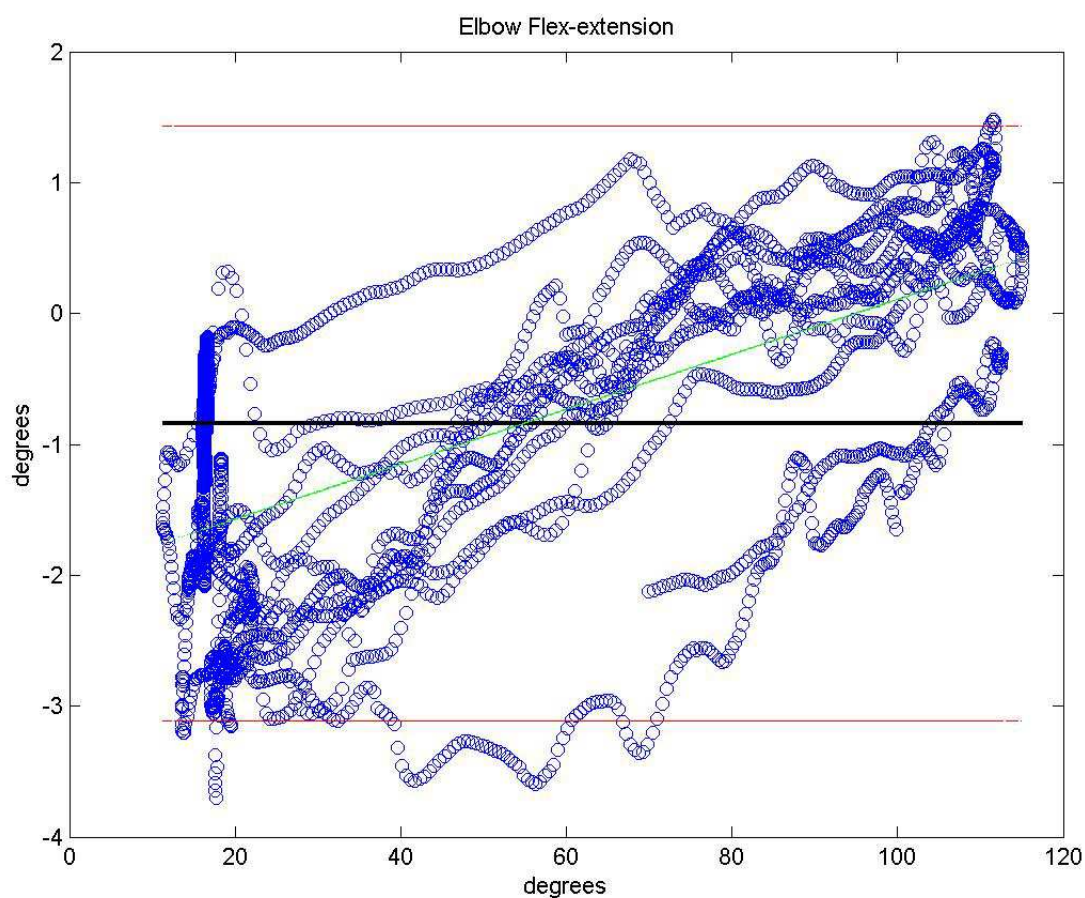


Grafico 17 Bland-Altman per l'angolo di flesso-estensione di gomito H1F relativo alla prova di flesso-estensione *mhaFE1*

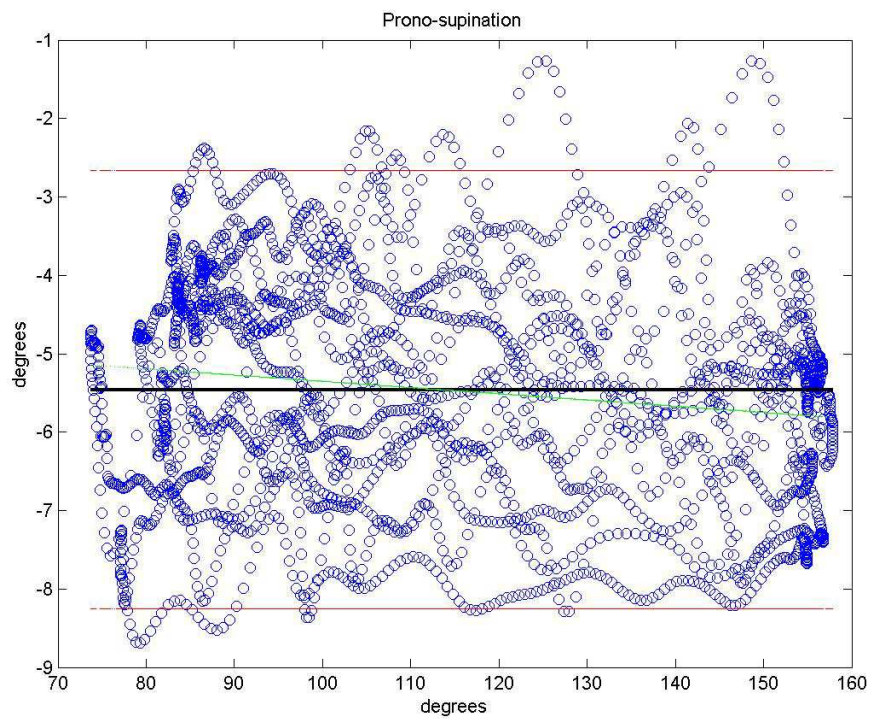


Grafico 18 Bland-Altman per l'angolo di prono-supinazione di gomito H1F relativi alla prova di prono-supinazione mhaPS2

Si può notare una leggera polarizzazione nel grafico 17, non presente nel grafico 18.

Nel grafico sotto, si può vedere una evidente deriva dei valori dell'angolo di prono-supinazione di gomito (HF1) ottenuto dai sensori Opal, nella prova statica.

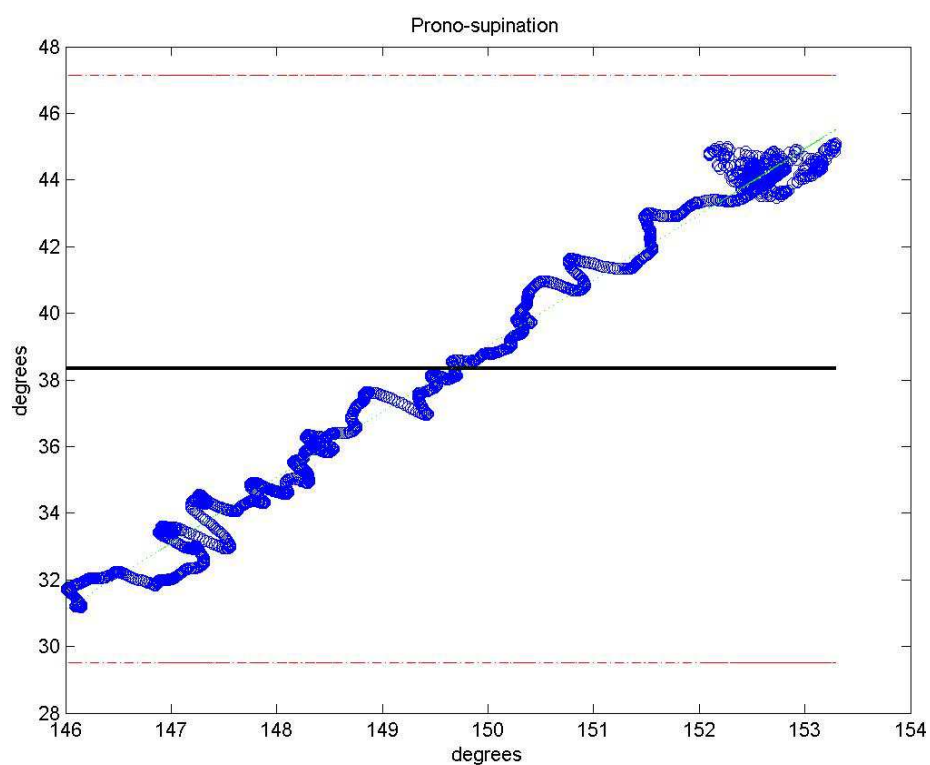


Grafico 19 Bland Altman dell'angolo di prono-supinazione di gomito in statica secondo H1F

Si riportano, da ora in avanti, i grafici di BA le relativi alle prove dinamiche. I grafici riportati sono quelli in cui i segnali non sono affetti da gimbal-lock, e relativi agli angoli di maggior interesse di movimento.

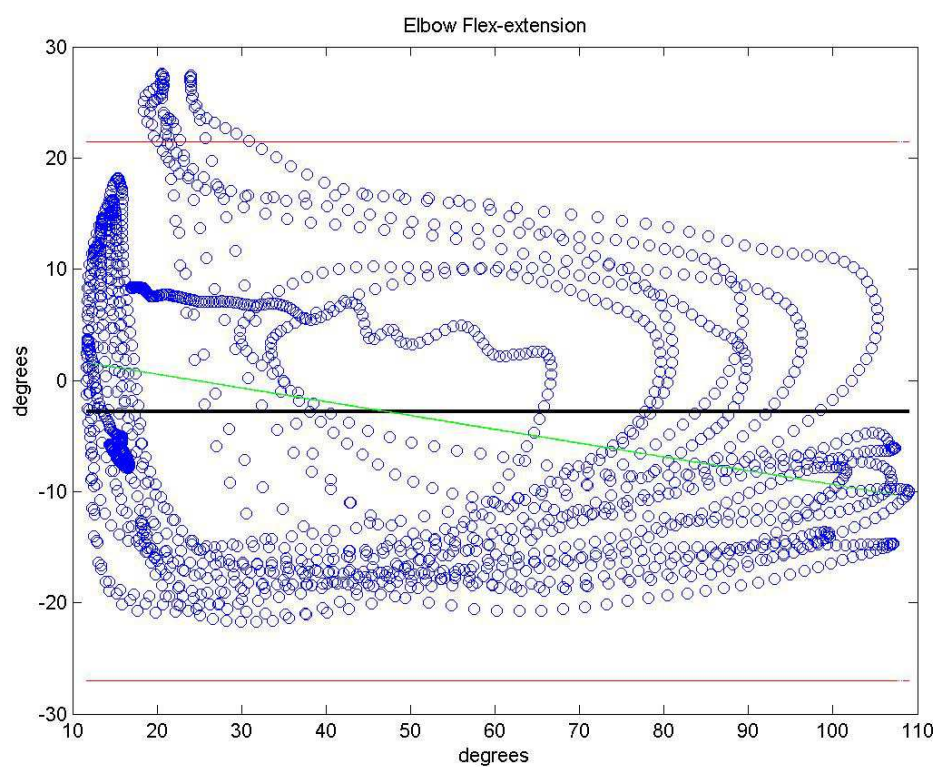


Grafico 20 Bland Altman dell'angolo di flessione estensione di gomito H2 relativo alla prova di stile libero veloce

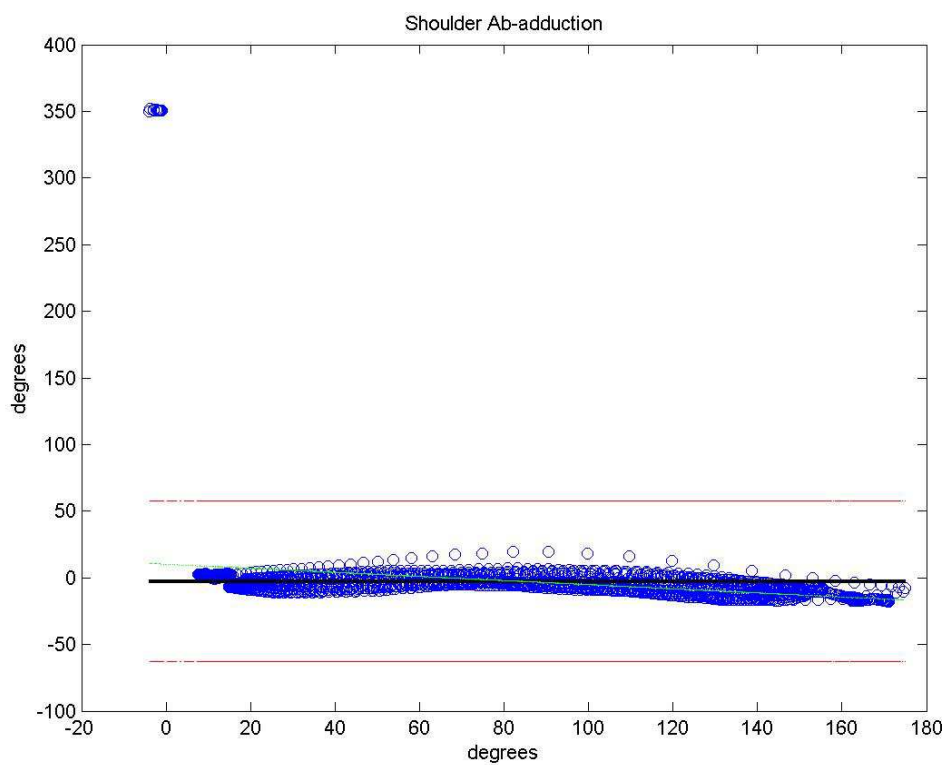


Grafico 21 Bland Altman dell'angolo di flessione estensione di gomito H2 relativo alla prova XXX?!?

Le differenze di circa 360° nel grafico precedente e nei seguenti sono dovute a transizioni da meno a più 180° legate alla periodicità di seno e coseno e alla rappresentazione matematica utilizzata, che è affetta da problemi di singolarità numerica.

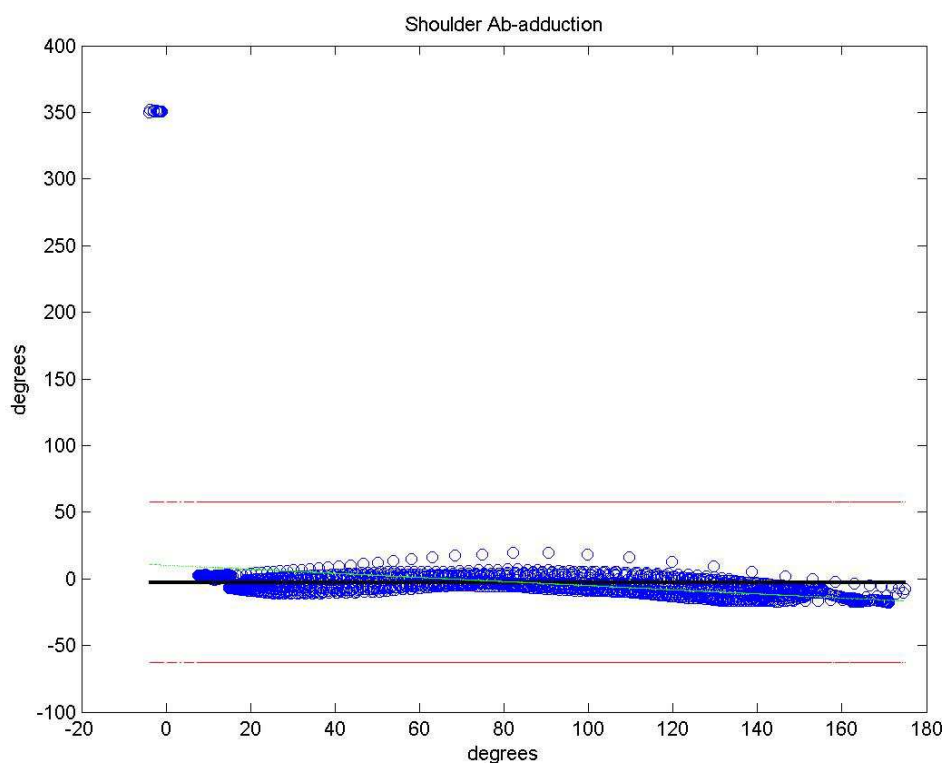


Grafico 22 Bland Altman dell'angolo di ab-adduzione di spalla H1 relativo alla prova XXX?!?!

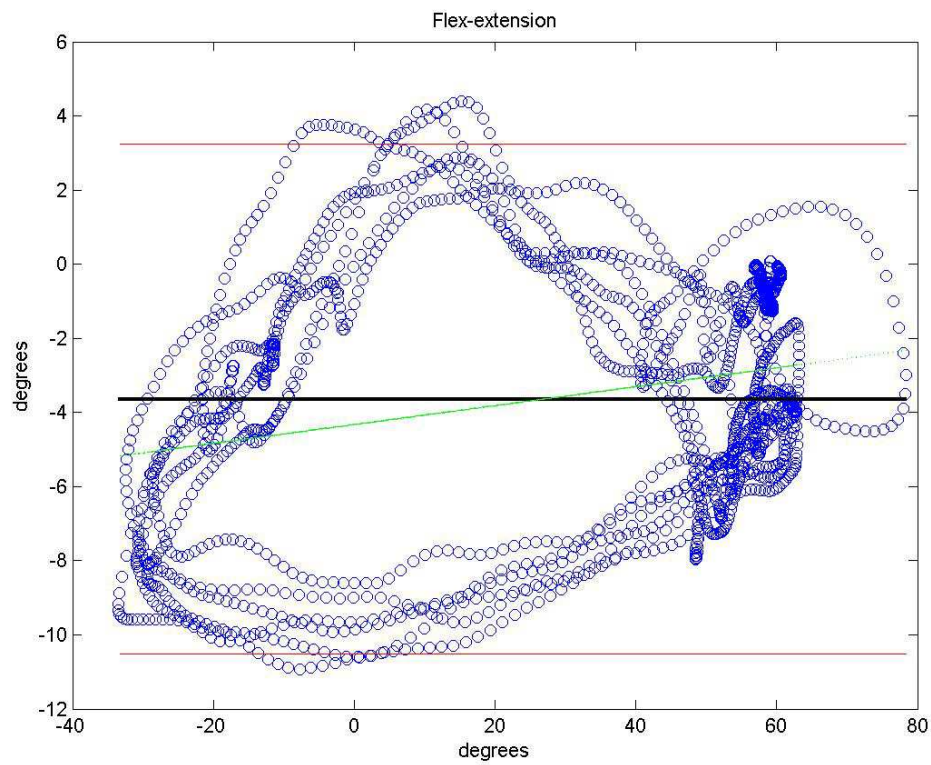


Grafico 23 Bland Altman dell'angolo di flessione-estensione di spalla H1 relativo alla prova di stile libero veloce

Non si evidenziano che blande polarizzazioni di segnale, le cui differenze medie si aggirano intorno al valore zero (linea nera spessa).

Di seguito si riportano i grafici relativi alla prova di rana.

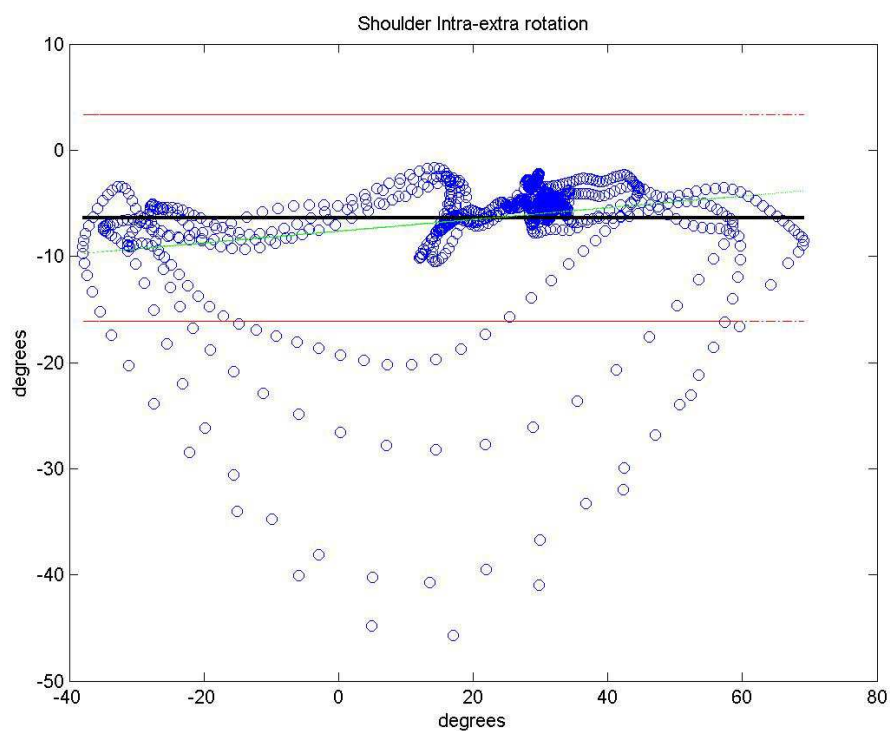


Grafico 24 Bland Altman per l'angolo di intra-extra rotazione di spalla H1 relativo alla terza prova di rova di nuoto stile rana, si veda il Grafico 15

Si evidenzia una ricorrente sottostima del sistema Opal rispetto al sistema Smart-DX, che arriva fino ad un massimo di -48 gradi.

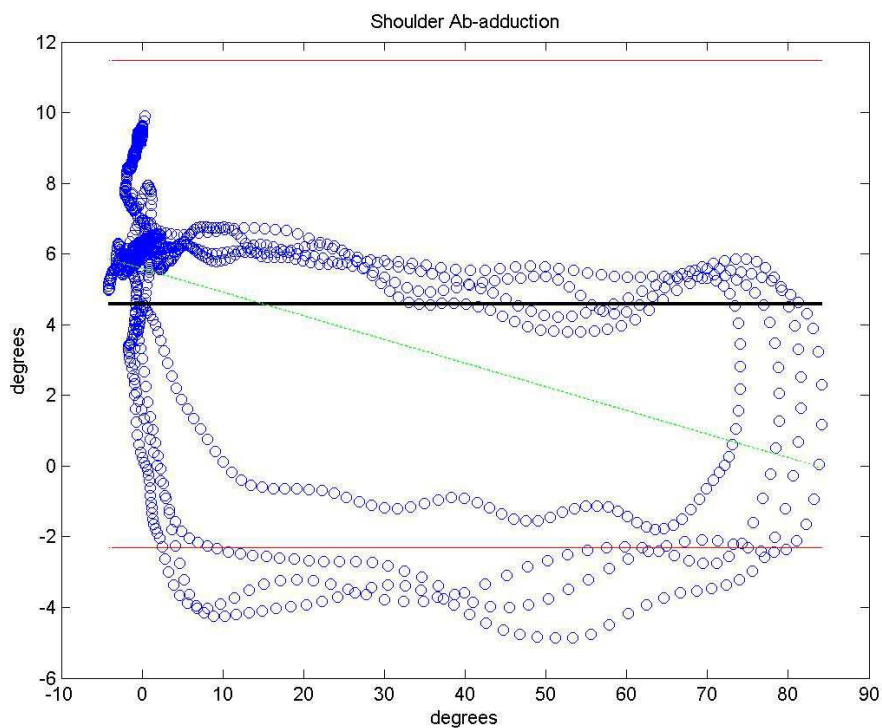


Grafico 25 Bland Altman dell'angolo di ab-adduzione relativo alla terza prova di nuoto stile rana

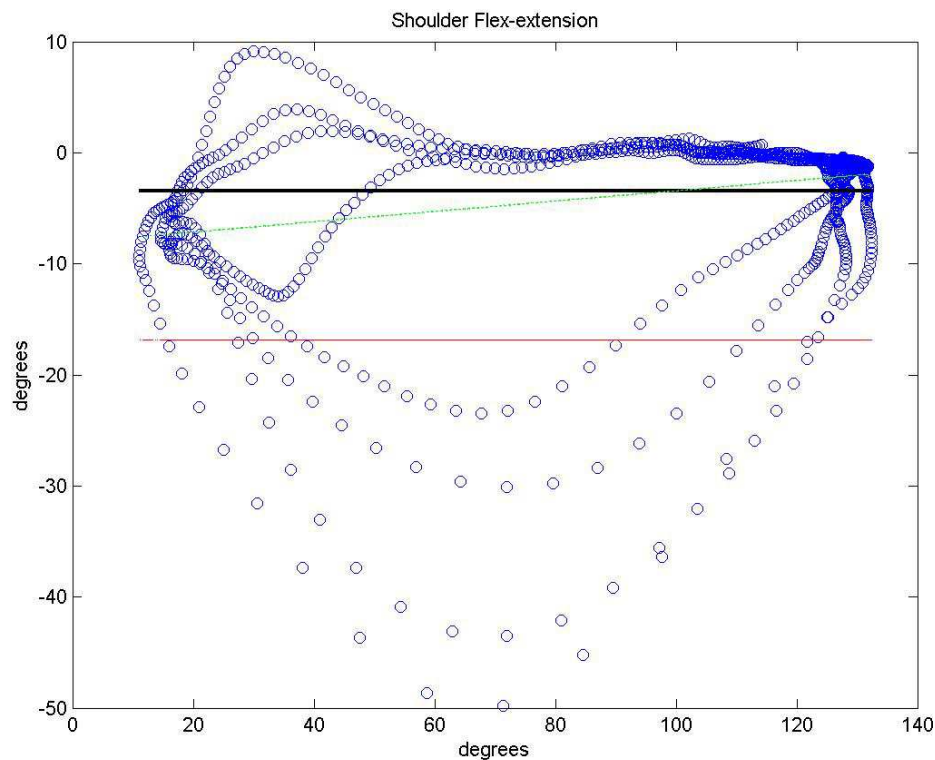


Grafico 26 Bland Altman dell'angolo di flesso-estensione relativo alla terza prova di nuoto stile rana

Come nel caso del grafico 23, anche in questo caso il sensore sottostima la misura dell'angolo articolare di anche 50 gradi, anche se per gran parte della prova i segnali sono ben correlati. Tutti dati di correlazione sono riassunti nella seguente Tabella 5.

In grigio sono evidenziati gli angoli articolari definiti “non-principali”, ossia quegli angoli che non vengono usualmente valutati quando calcolati attraverso questo protocollo, o perché ritenuti (da studi di letteratura) non affidabili (come il carrying angle), o perché misurati in modo migliore attraverso altra convenzione di Eulero. E' questo il caso della spalla, in cui gli angoli di flesso-estensione e ab-adduzione vengono valutati attraverso la convenzione H1, mentre l'angolo di intra-extra rotazione viene considerato solo nella convenzione H2.

Indici di correlazione																		
Angolo	Con	Seq	mhaFE1	mhaFE2	mhaFE3	mhaFE4	mhaPS1	mhaPS2	mhaPS3	rana1	rana2	rana3	statica1	statica2	stile1	stile2	stile3	stile4
Elbow flex-extension	H1F	xz°y"	1,00	1,00	1,00	1,00	0,38	0,94	-0,08	0,91	0,90	0,87	-0,12	0,18	-0,31	0,00	-0,17	-0,34
Elbow carrying-angle	H1F	xz°y"	-0,66	-0,71	-0,23	-0,27	-0,06	0,88	0,21	0,84	0,94	0,93	-0,10	-0,01	0,60	0,69	0,64	0,73
Elbow prono-supination	H1F	xz°y"	-0,12	0,05	0,82	0,71	0,10	1,00	0,01	0,18	-0,06	-0,79	0,51	0,05	-0,06	-0,39	-0,04	-0,35
Elbow flex-extension	H2	xz°y"	1,00	1,00	1,00	1,00	-0,86	0,96	-0,22	0,81	0,89	0,97	0,00	-0,07	0,74	0,93	0,81	0,93
Elbow carrying-angle	H2	xz°y"	-0,04	0,02	0,00	0,02	-0,03	-0,01	-0,02	0,00	-0,01	0,02	-0,03	0,00	-0,04	-0,04	-0,04	-0,04
Elbow prono-supination	H2	xz°y"	0,97	0,94	0,96	0,92	0,64	1,00	-0,83	0,00	0,00	0,16	0,26	0,06	-0,75	-0,58	0,12	0,25
Shoulder flex-extension	H1	xz°y"	0,77	0,45	0,38	0,62	0,65	0,94	0,83	0,91	0,93	0,99	0,77	0,66	0,74	0,91	0,85	0,84
Shoulder ab-adduction	H1	xz°y"	0,87	0,92	0,80	0,93	0,99	0,85	0,14	0,90	0,94	0,99	0,30	-0,01	0,87	0,95	0,92	0,98
Shoulder intra-extra-rotation	H1	xz°y"	-0,45	-0,28	-0,16	-0,15	0,48	-0,28	-0,01	0,80	0,85	0,97	-0,48	0,02	0,57	0,84	0,75	0,80
Shoulder ab-adduction	H1	zx°y"	0,87	0,92	0,80	0,93	0,99	0,85	0,14	-0,51	-0,52	-0,27	0,30	-0,01	0,97	0,85	0,98	1,00
Shoulder flex-extension	H1	zx°y"	0,78	0,46	0,38	0,62	0,66	0,94	0,83	0,99	0,99	1,00	0,77	0,66	0,97	0,99	0,98	0,98
Shoulder intra-extra-rotation	H1	zx°y"	-0,45	-0,26	-0,15	-0,15	0,45	-0,28	0,05	0,76	0,77	0,78	-0,48	0,02	0,95	0,99	0,98	0,99
Shoulder flex-extension	H2	xz°y"	0,77	0,45	0,38	0,62	0,65	0,94	0,83	0,91	0,93	0,99	0,77	0,66	0,74	0,91	0,85	0,84
Shoulder ab-adduction	H2	xz°y"	0,87	0,92	0,80	0,93	0,99	0,85	0,14	0,90	0,94	0,99	0,30	-0,01	0,87	0,95	0,92	0,98
Shoulder intra-extra-rotation	H2	xz°y"	-0,22	0,20	0,51	-0,05	-0,03	0,65	-0,24	0,50	0,45	0,49	-0,52	0,05	0,05	0,44	0,24	0,40
Shoulder ab-adduction	H2	zx°y"	0,87	0,92	0,80	0,93	0,99	0,85	0,14	-0,51	-0,52	-0,27	0,30	-0,01	0,97	0,85	0,98	1,00
Shoulder flex-extension	H2	zx°y"	0,78	0,46	0,38	0,62	0,66	0,94	0,83	0,99	0,99	1,00	0,77	0,66	0,97	0,99	0,98	0,98
Shoulder intra-extra-rotation	H2	zx°y"	-0,21	0,22	0,52	-0,03	-0,03	0,65	-0,22	-0,78	-0,82	-0,36	-0,51	0,05	-0,33	-0,28	-0,32	-0,09
Offset																		
Angolo	Con	Seq	mhaFE1	mhaFE2	mhaFE3	mhaFE4	mhaPS1	mhaPS2	mhaPS3	rana1	rana2	rana3	statica1	statica2	stile1	stile2	stile3	stile4
Elbow flex-extension	H1F	xz°y"	0°	-3°	-4°	-1°	90°	2°	-92°	-38°	-26°	-17°	-5°	-9°	-55°	-43°	-47°	-53°
Elbow carrying-angle	H1F	xz°y"	-1°	-18°	-13°	-6°	-37°	-21°	78°	36°	21°	1°	-1°	-1°	6°	-8°	3°	-3°
Elbow prono-supination	H1F	xz°y"	-1°	8°	15°	4°	35°	2°	-123°	-9°	-8°	-101°	6°	38°	-69°	-131°	-86°	-148°
Elbow flex-extension	H2	xz°y"	1°	-1°	0°	0°	60°	2°	9°	24°	9°	-3°	0°	0°	0°	-3°	-1°	-2°
Elbow carrying-angle	H2	xz°y"	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°
Elbow prono-supination	H2	xz°y"	-9°	-8°	-10°	-8°	24°	-5°	-9°	-130°	-127°	-57°	-23°	-12°	-121°	-94°	-108°	-62°
Shoulder flex-extension	H1	xz°y"	0°	1°	0°	1°	1°	0°	1°	-8°	-5°	-3°	0°	0°	-4°	-4°	-1°	0°
Shoulder ab-adduction	H1	zx°y"	-1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	0°	7°	7°	5°	-1°	-1°	2°	2°	2°	0°
Shoulder intra-extra-rotation	H1	xz°y"	-11°	-14°	-19°	-15°	-7°	-7°	-7°	-17°	-14°	-6°	-2°	0°	-5°	-4°	-3°	-1°
Shoulder ab-adduction	H1	zx°y"	-1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	0°	149°	159°	152°	-1°	-1°	-5°	-3°	-4°	0°
Shoulder flex-extension	H1	zx°y"	0°	1°	0°	1°	1°	0°	1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	-4°	-4°	-4°	-2°
Shoulder intra-extra-rotation	H1	zx°y"	-11°	-14°	-19°	-15°	-7°	-7°	-7°	-6°	-5°	-6°	-2°	0°	3°	2°	2°	1°
Shoulder flex-extension	H2	xz°y"	0°	1°	0°	1°	1°	0°	1°	-8°	-5°	-3°	0°	0°	-4°	-4°	-1°	0°
Shoulder ab-adduction	H2	xz°y"	-1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	0°	7°	7°	5°	-1°	-1°	2°	2°	2°	0°
Shoulder intra-extra-rotation	H2	xz°y"	-57°	-38°	-37°	-52°	-1°	-36°	-142°	-129°	-117°	-78°	-26°	-2°	-36°	-25°	-38°	-22°
Shoulder ab-adduction	H2	zx°y"	-1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	0°	149°	159°	152°	-1°	-1°	-5°	-3°	-4°	0°
Shoulder flex-extension	H2	zx°y"	0°	1°	0°	1°	1°	0°	1°	-1°	-1°	0°	0°	0°	-4°	-4°	-4°	-2°
Shoulder intra-extra-rotation	H2	zx°y"	-57°	-38°	-37°	-52°	-1°	-36°	-142°	118°	133°	134°	-26°	-2°	88°	68°	104°	67°
RMSE																		
Angolo	Con	Seq	mhaFE1	mhaFE2	mhaFE3	mhaFE4	mhaPS1	mhaPS2	mhaPS3	rana1	rana2	rana3	statica1	statica2	stile1	stile2	stile3	stile4
Elbow flex-extension	H1F	xz°y"	1°	5°	6°	1°	90°	2°	133°	45°	33°	26°	7°	9°	87°	80°	84°	85°
Elbow carrying-angle	H1F	xz°y"	5°	20°	17°	7°	48°	21°	78°	42°	28°	17°	4°	1°	31°	26°	30°	23°
Elbow prono-supination	H1F	xz°y"	3°	17°	22°	7°	46°	3°	155°	52°	84°	194°	26°	39°	149°	204°	171°	215°
Elbow flex-extension	H2	xz°y"	1°	1°	1°	1°	64°	2°	10°	33°	18°	9°	1°	1°	22°	13°	21°	11°
Elbow carrying-angle	H2	xz°y"	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°	0°
Elbow prono-supination	H2	xz°y"	10°	9°	11°	9°	95°	6°	39°	189°	187°	148°	23°	13°	168°	151°	165°	125°
Shoulder flex-extension	H1	xz°y"	1°	1°	1°	1°	1°	1°	1°	19°	16°	8°	1°	0°	56°	29°	38°	48°
Shoulder ab-adduction	H1	xz°y"	1°	1°	1°	0°	1°	1°	1°	13°	11°	6°	1°	1°	10°	7°	9°	4°
Shoulder intra-extra-rotation	H1	xz°y"	12°	16°	20°	16°	8°	8°	8°	21°	18°	8°	3°	0°	56°	29°	37°	41°
Shoulder ab-adduction	H1	zx°y"	1°	1°	1°	0°	1°	1°	1°	225°	233°	230°	1°	1°	12°	31°	10°	4°
Shoulder flex-extension	H1	zx°y"	1°	1°	1°	1°	1°	1°	1°	4°	4°	2°	1°	0°	8°	5°	7°	7°
Shoulder intra-extra-rotation	H1	zx°y"	12°	16°	20°	16°	8°	8°	8°	52°	47°	49°	3°	0°	11°	7°	9°	5°
Shoulder flex-extension	H2	xz°y"	1°	1°	1°	1°	1°	1°	1°	19°	16°	8°	1°	0°	56°	29°	38°	48°
Shoulder ab-adduction	H2	xz°y"	1°	1°	1°	0°	1°	1°	1°	13°	11°	6°	1°	1°	10°	7°	9°	4°
Shoulder intra-extra-rotation	H2	xz°y"	57°	38°	38°	52°	85°	36°	142°	145°	130°	96°	33°	6°	91°	59°	79°	73°
Shoulder ab-adduction	H2	zx°y"	1°	1°	1°	0°	1°	1°	1°	225°	233°	230°	1°	1°	12°	31°	10°	4°
Shoulder flex-extension	H2	zx°y"	1°	1°	1°	1°	1°	1°	1°	4°	4°	2°	1°	0°	8°	5°	7°	7°
Shoulder intra-extra-rotation	H2	zx°y"	57°	38°	38°	52°	85°	36°	142°	183°	192°	198°	33°	6°	149°	139°	166°	135°

Tabella 5 Indici di correlazione¹⁰, Offset ed RMSE per le prove di nuoto

¹⁰ Gli Indici di correlazione (r) sono scalar, Offset ed RMSE sono espressi in gradi, idem per la medesima tabella in fondo al paragrafo degli Arti inferiori.

4.2 Arti inferiori

4.2.1 Valutazione protocollo

In questo paragrafo sono descritti i risultati relativi al protocollo di cammino Outwalk. In tabella gli angoli di dispersione *chi*, ottenuti dalle prove di flessione estensione di ginocchio.

Nome della prova	<i>Chi</i> tramite BTS (°)	<i>Chi</i> tramite Opal(°)
kneeFE2	17.5	23.2
kneeFE3	14.8	19.6

Per l'elaborazione dei dati, è stata scelta la prova con il minor *chi*, cioè *mhaFE3* che è stata impiegata per determinare l'asse meccanico di flessione-estensione di ginocchio e utilizzata per il processing delle prove dinamiche

Di tale prova si mostra qui il grafico

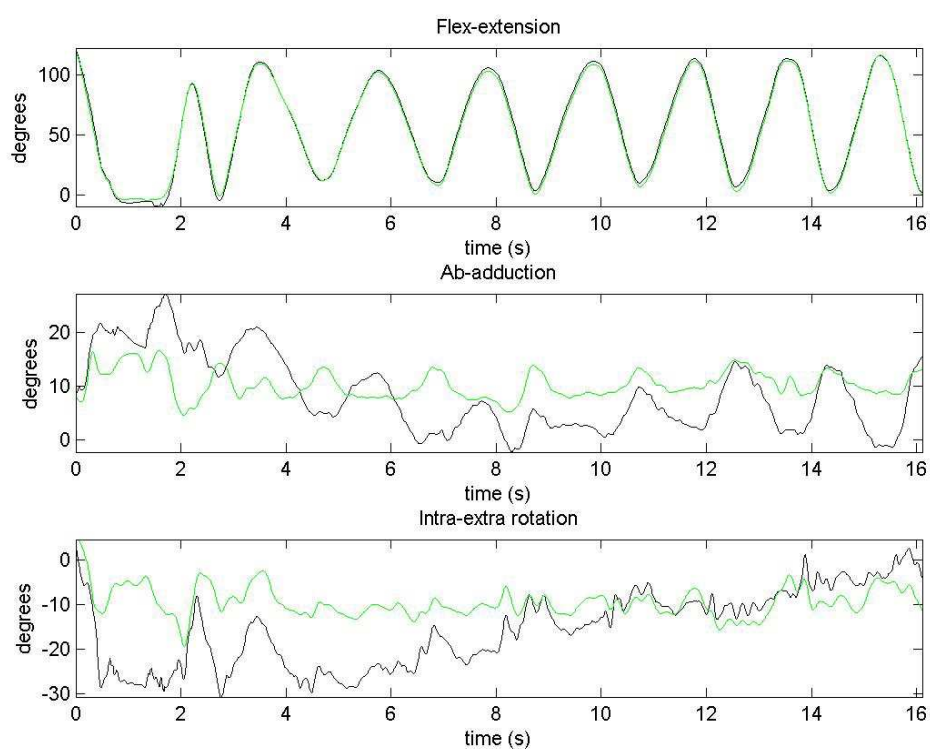


Grafico 27 Angoli di ginocchio relativi alla prova di flesso-estensione

	Ginocchio (zx'y'')						Anca (zx'y'')					
	Min			Max			Min			Max		
	FE	AA	PS	FE	AA	PS	FE	AA	PS	FE	AA	PS
'kneeFE2.mat'	-25°	-2°	-22°	98°	13°	0°	-25°	-2°	-22°	98°	13°	0°
'kneeFE3.mat'	-22°	0°	-28°	105°	15°	8°	-22°	0°	-28°	105°	15°	8°
'kneeFE2.mat'	-5°	-11°	-34°	123°	19°	3°	-5°	-11°	-34°	123°	19°	3°
'kneeFE3.mat'	-2°	6°	-27°	126°	20°	-5°	-2°	6°	-27°	126°	20°	-5°

Tabella 6 Range of motion per gli angoli di ginocchio e anca durante le prove di flesso estensione, il gold standard è in verde

Si riportano ora i grafici delle articolazioni di anca e ginocchio relativi alla prova statica

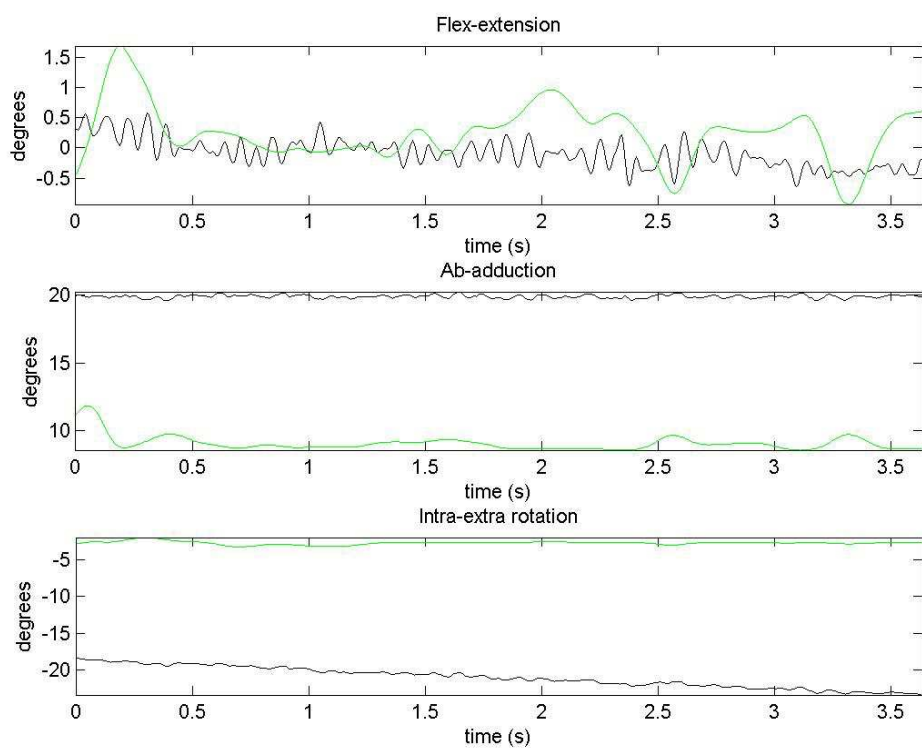


Grafico 28 Angoli di ginocchio relativi alla prova statica

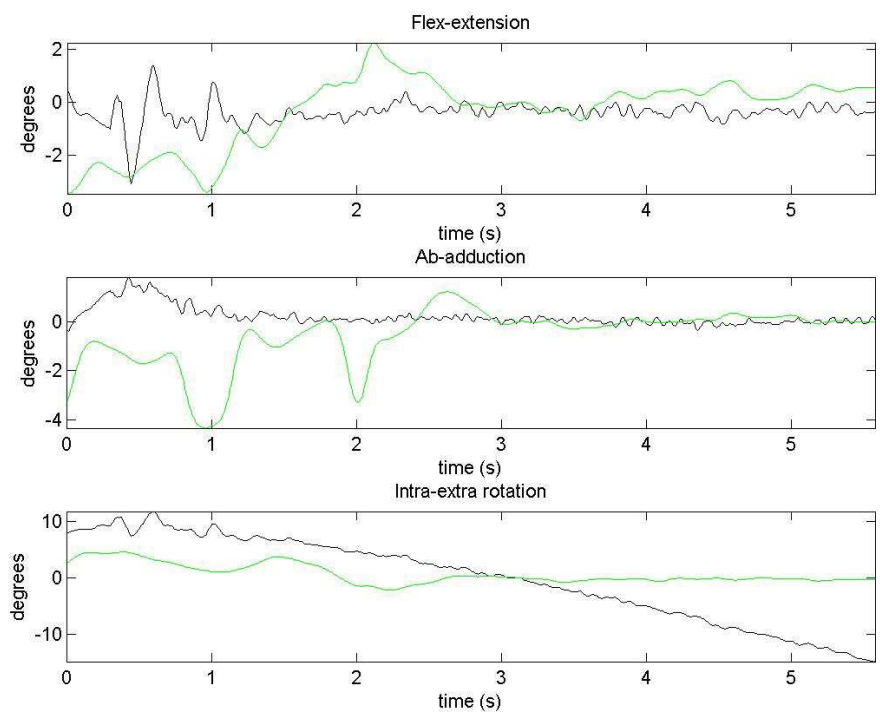


Grafico 29 Angoli di anca relativi alla prova statica

E' possibile osservare che mentre il sistema Smart-DX fissa opportunamente gli offset di angoli (circa) nulli per tutti gli angoli di anca e ginocchio, il sistema Opal misura circa 20° (medi) di ad-adduzione e circa -20° (medi) di intra-extra rotazione di ginocchio.

Si può notare anche una deriva nell'angolo di intra-extrarotazione d'anca, che sarà opportunamente commentata nel capitolo delle conclusioni.

Di seguito i grafici per una prova rappresentativa di cammino

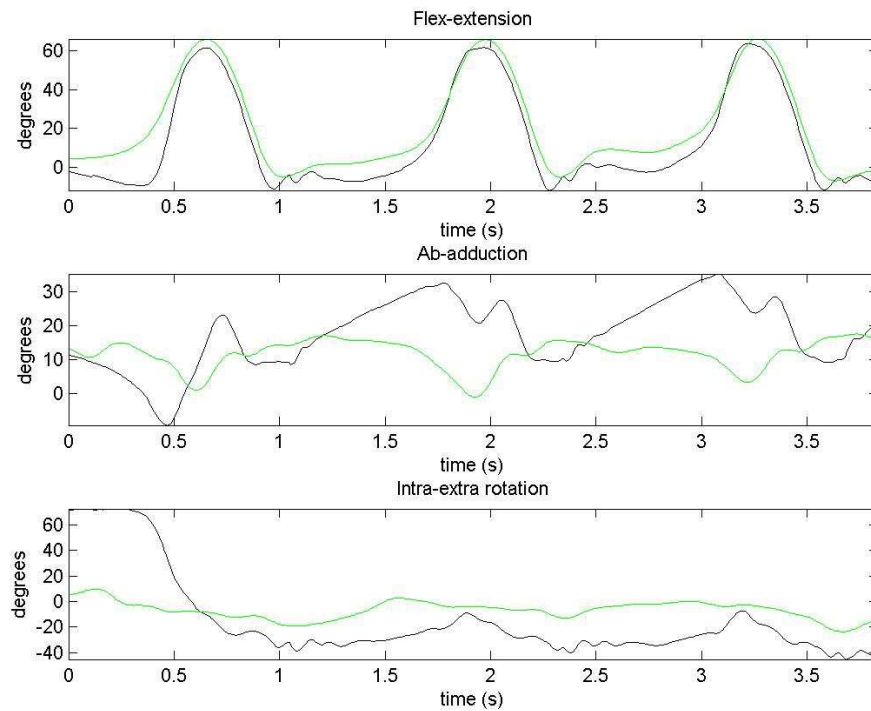


Grafico 30 Angoli di ginocchio relativi alla quinta prova di cammino

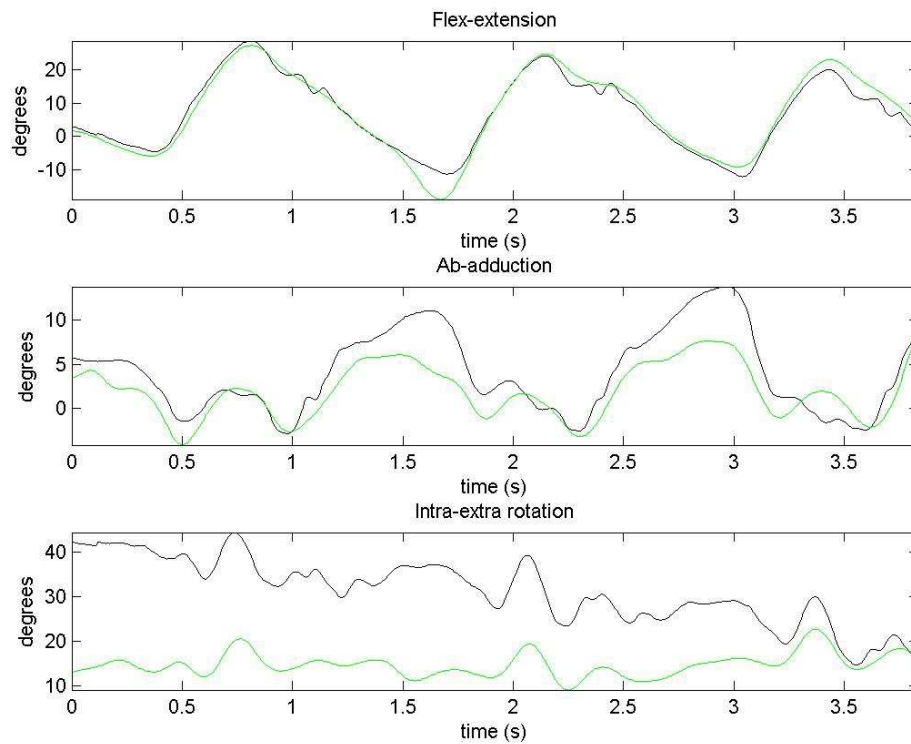


Grafico 31 Angoli d'anca relativi alla quinta prova di cammino

Si evidenzia la buona correlazione dei dati relativi alle flessio-estensioni, e un limitato ROM per gli angoli di ab-adduzione e intra-extra rotazione di ginocchio, quando misurati dal sistema Smart-DX. Al contrario il sistema Opal sembra stimare questi angoli con un ROM troppo elevato.

Di seguito i risultati di un cammino rappresentativo eseguito circa alla metà della velocità

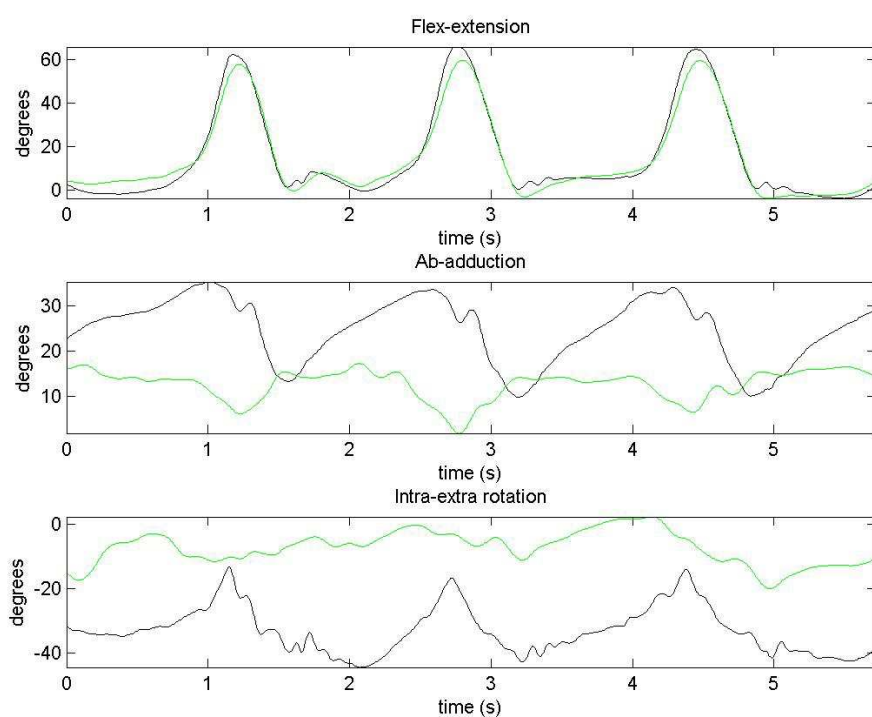


Grafico 32 Angoli di ginocchio relativi alla seconda prova di cammino lento

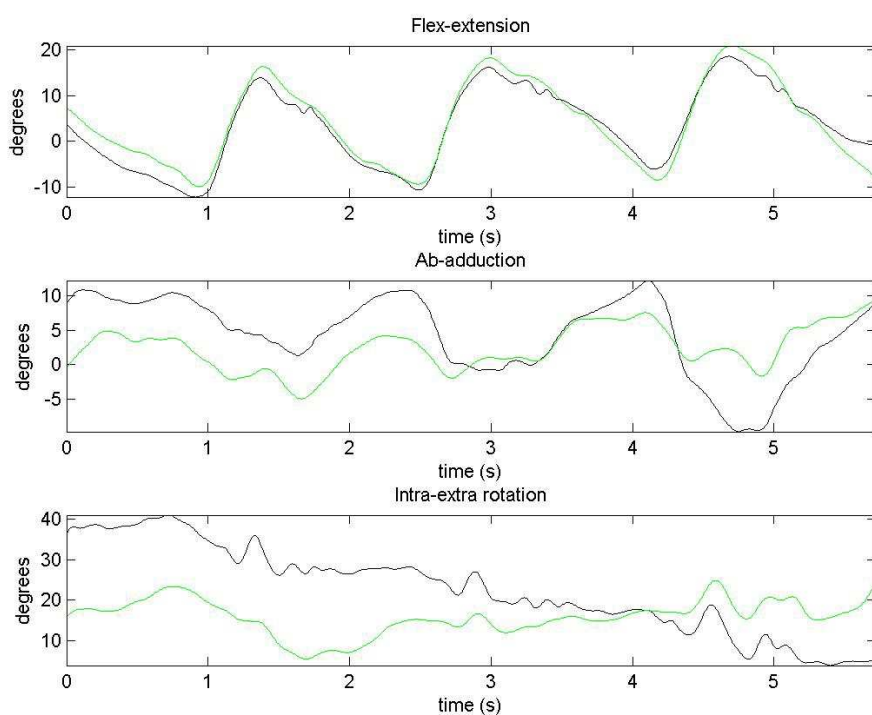


Grafico 33 Angoli d'anca relativi alla seconda prova di cammino lento

, e uno eseguito con una velocità maggiore del cinquanta percento circa

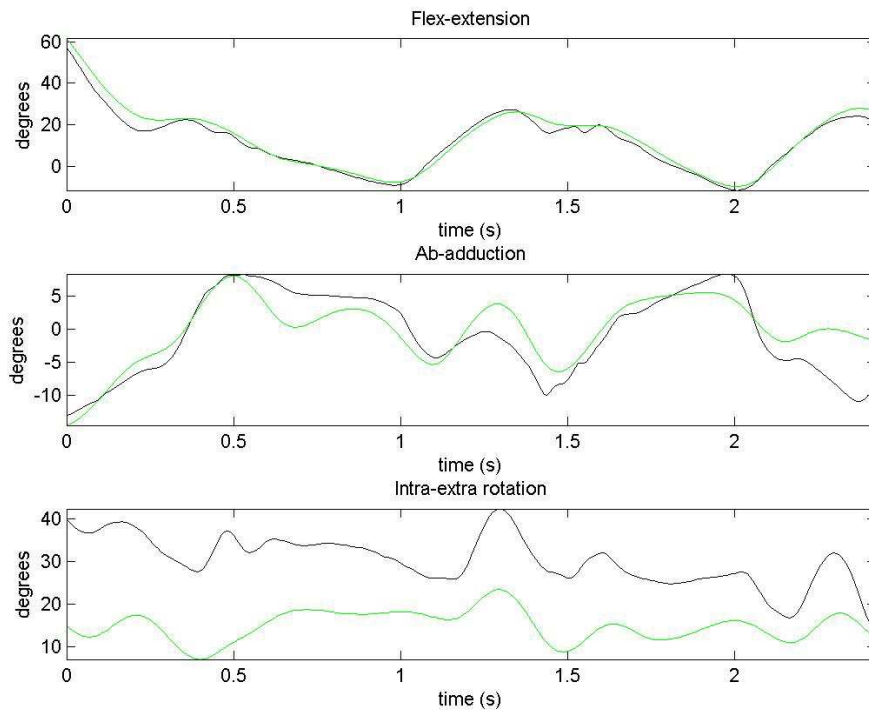


Grafico 34 Angoli d'anca relativi alla seconda prova di cammino veloce

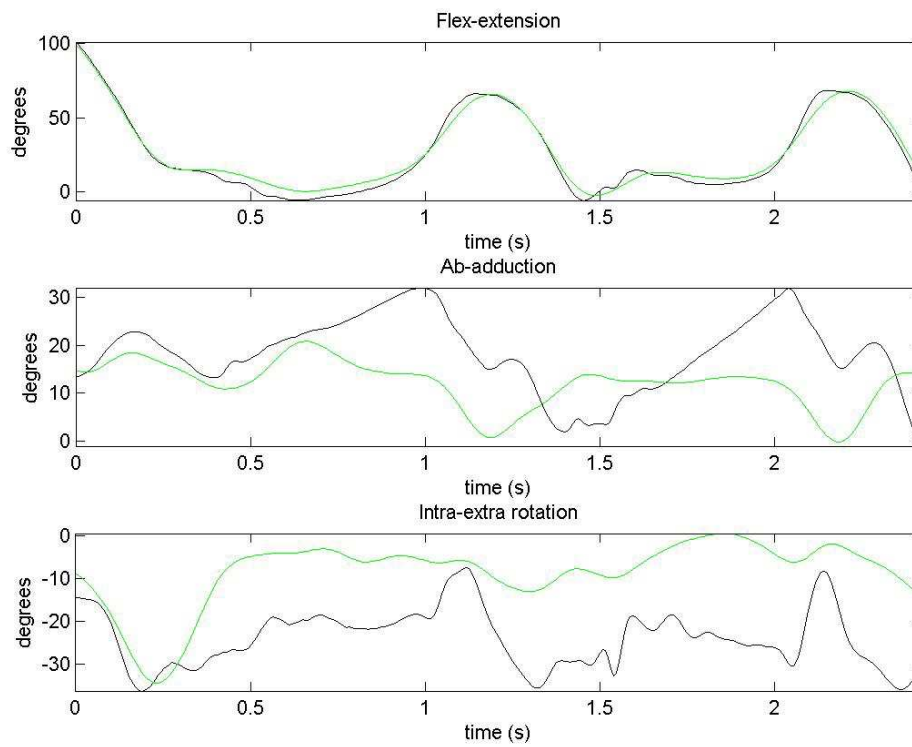


Grafico 35 Angoli di ginocchio relativi alla seconda prova di cammino veloce

Nella tabella che segue sono riportati i valori di ROM relativi a tutti gli angoli articolari calcolati nelle 3 prove di cui sono stati mostrati i grafici. In verde quelli relativi al sistema Smart-DX.

	Ginocchio (zx'y'')						Anca (zx'y'')					
	Min			Max			Min			Max		
	FE	AA	PS	FE	AA	PS	FE	AA	PS	FE	AA	PS
'cammino5.mat'	-83 °	-46 °	-179 °	72 °	53 °	173 °	-83 °	-46 °	-179 °	72 °	53 °	173 °
'camminoLenta2.mat'	-24 °	0 °	-28 °	103 °	20 °	7 °	-24 °	0 °	-28 °	103 °	20 °	7 °
'camminoVeloce2.mat'	-23 °	-2 °	-41 °	79 °	15 °	6 °	-23 °	-2 °	-41 °	79 °	15 °	6 °
'cammino5.mat'	-9 °	-16 °	-42 °	97 °	27 °	78 °	-9 °	-16 °	-42 °	97 °	27 °	78 °
'camminoLenta2.mat'	1 °	-2 °	-44 °	123 °	25 °	-11 °	1 °	-2 °	-44 °	123 °	25 °	-11 °
'camminoVeloce2.mat'	-5 °	-13 °	-51 °	101 °	30 °	-13 °	-5 °	-13 °	-51 °	101 °	30 °	-13 °

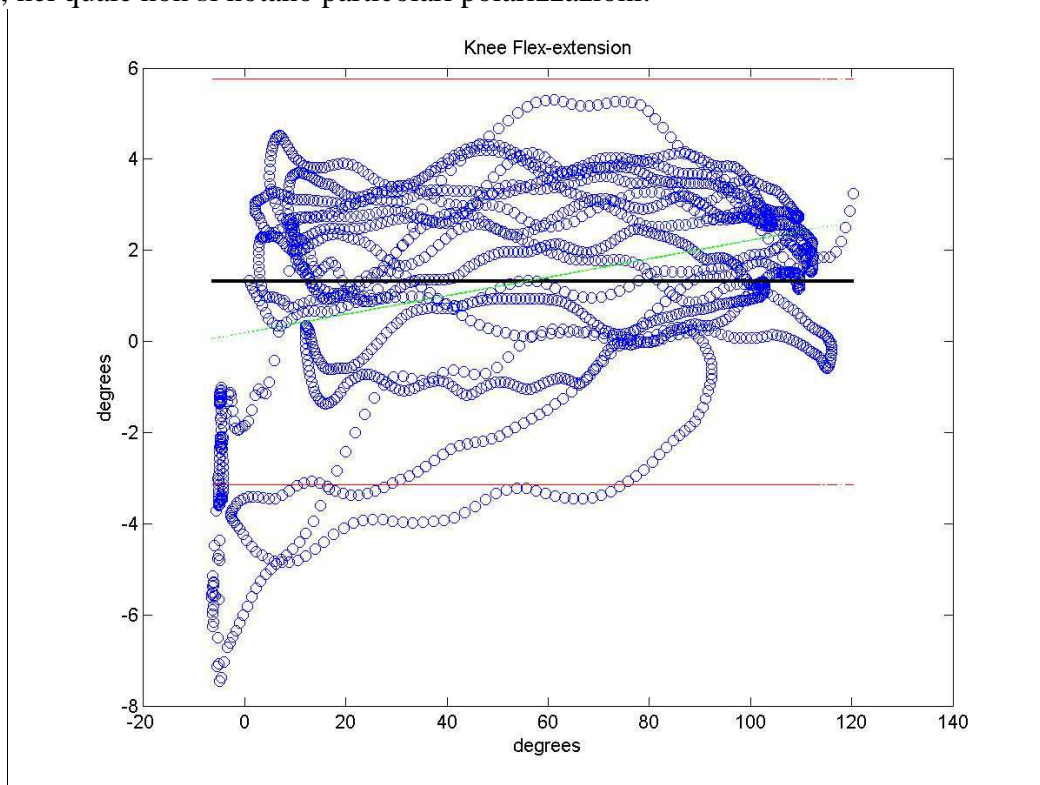
Tabella 7 Range di movimento degli angoli, per tutti gli angoli è stata usata la sequenza di Eulero zx'y'', il gold standard è in verde e gli angoli sono espressi in gradi (°)

4.2.2 Confronto strumentale nel protocollo Outwalk

Per il protocollo Outwalk, il confronto strumentale è stato valutato solamente per quegli angoli articolari che sono usualmente valutati nell'analisi del cammino, perché ritenuti affidabili. E' stato infatti dimostrato nel lavoro di Fantozzi Stagni et al, 2005¹¹, che la stima di alcuni angoli articolari di ginocchio ed anca, quando valutati attraverso tecniche non invasive, come la stereofotogrammetrica, sono inclini ad errori inaccettabili per gli scopi degli studi.

Di conseguenza, solo gli angoli di flessione-estensione per ginocchio e anca, e l'ab-adduzione d'anca saranno valutati.

Nella figura sottostante si riporta il grafico di BA per l'angolo di flessione estensione nella prova kneeFE3, nel quale non si notano particolari polarizzazioni.



¹¹ Clinical Biomechanics Volume 20, Issue 3, March 2005, Pages 320–329
Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry

Grafico 36 Bland Altman dell'angolo di flesso estensione di ginocchio nella prova kneeFE3

Nella prova cammino5, invece, si osservano momenti in cui il sistema Opal sottostima o sovrastima significativamente l'angolo di flesso estensione di anca calcolato dallo Smart-DX.

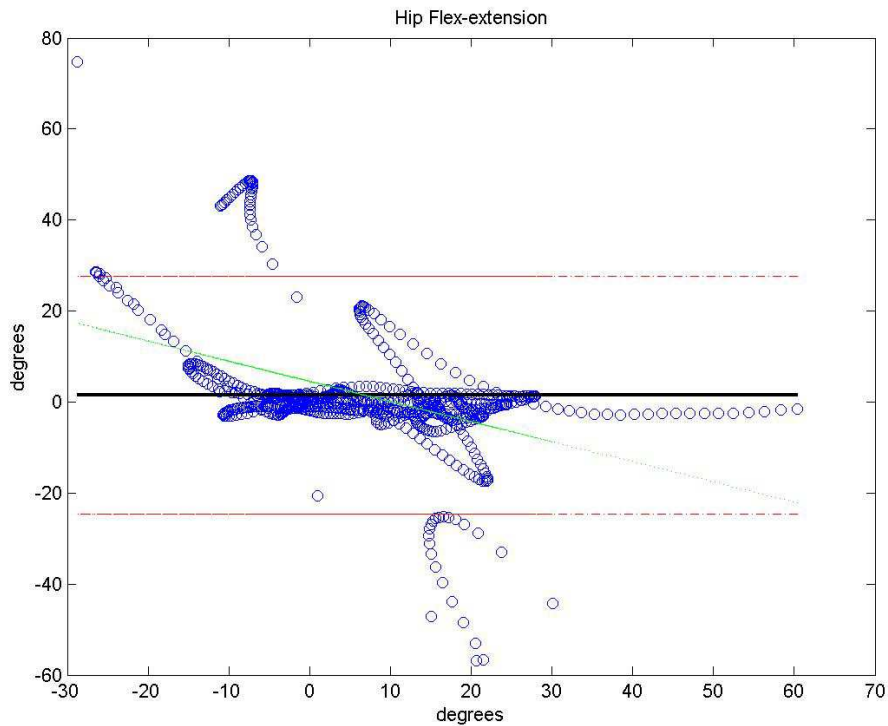


Grafico 37 Bland Altman dell'angolo di flesso-estensione d'anca nella prova cammino5

Per il ginocchio, figura sotto, si nota una piccola tendenza alla sottostima, per bassi valori di flessione.

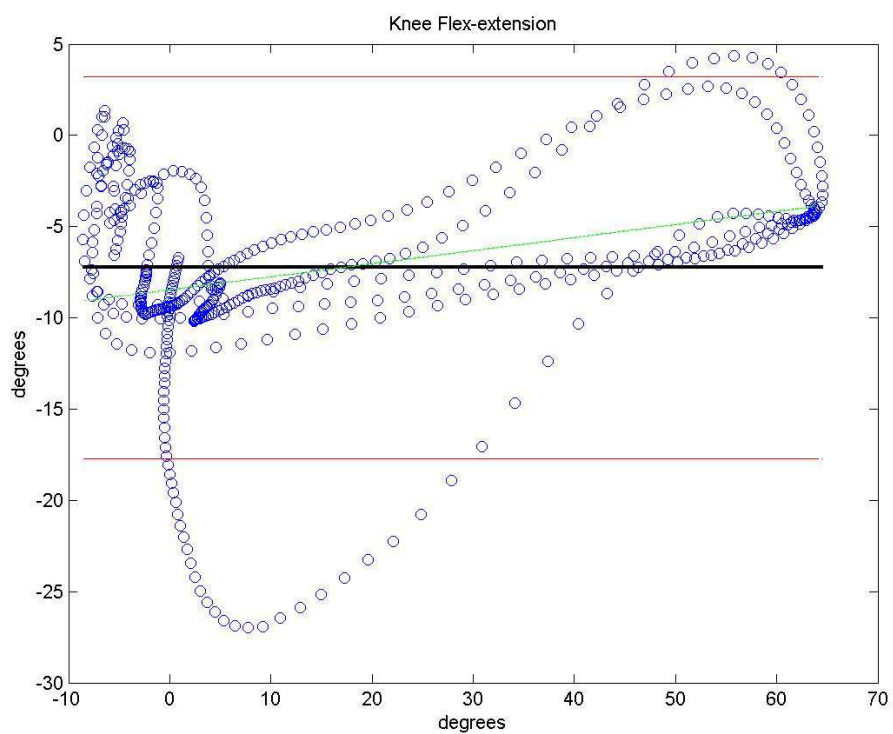


Grafico 38 Bland Altman dell'angolo di flesso-estensione di ginocchio nella prova cammino5

Nella prova di cammino lento, il cui grafico per l'angolo di flesso-estensione d'anca è mostrato sotto, c'è una polarizzazione dei dati piuttosto significativa.

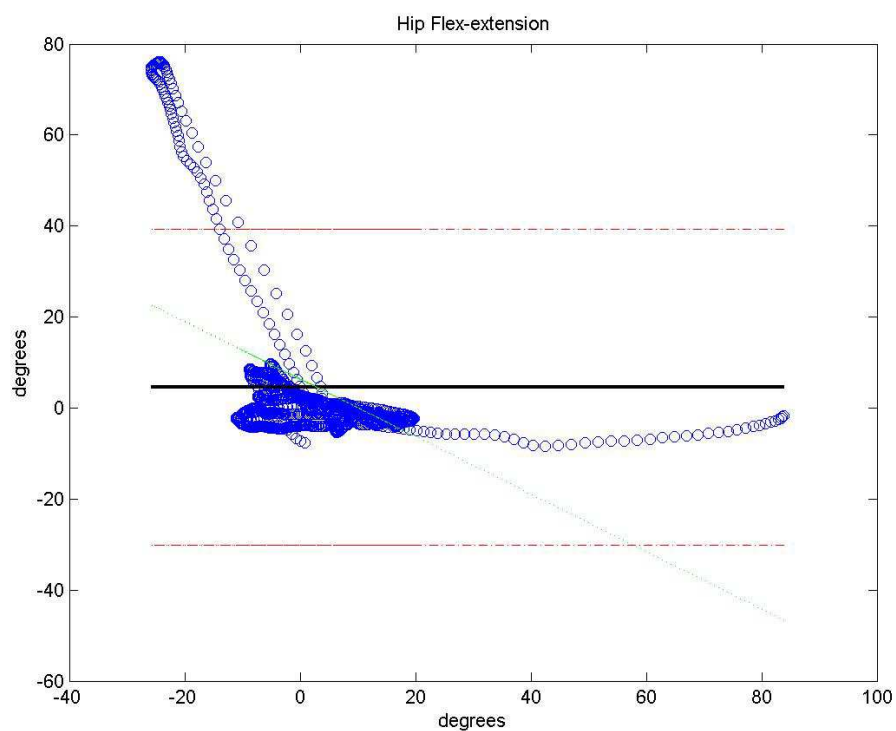


Grafico 39 Bland Altman dell'angolo di flessione-estensione d'anca nella prova camminoLenta5

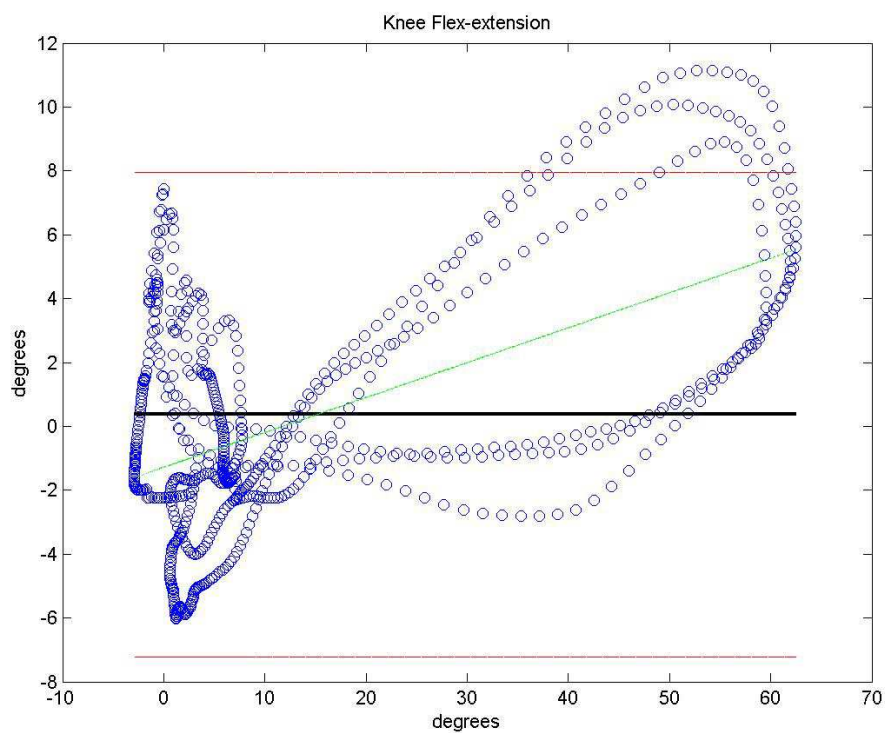


Grafico 40 Bland Altman dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio nella prova camminoLenta5

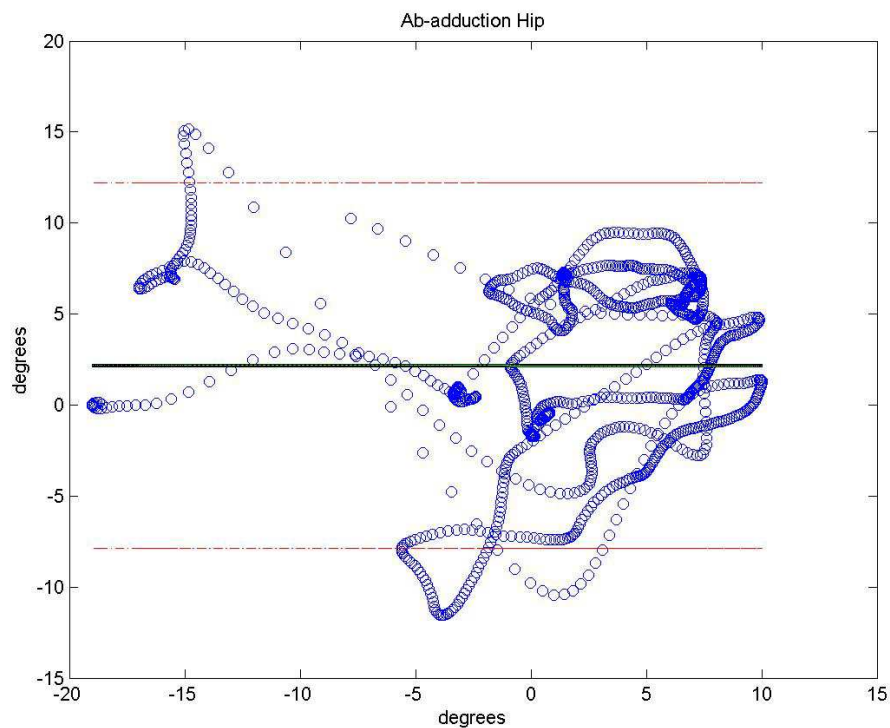


Grafico 41 Bland Altman dell'angolo di ab-adduzione d'anca nella prova camminoLenta5

Tra i dati della prova di cammino veloce, merita un commento la polarizzazione nell'angolo di flesso-estensione di anca. A valori positivi di estensione (negativi nel grafico), corrisponde una sovrastima del sistema Opal, mentre a valori elevati di flessione (positivi nel grafico) corrisponde una sottostima del sistema Opal.

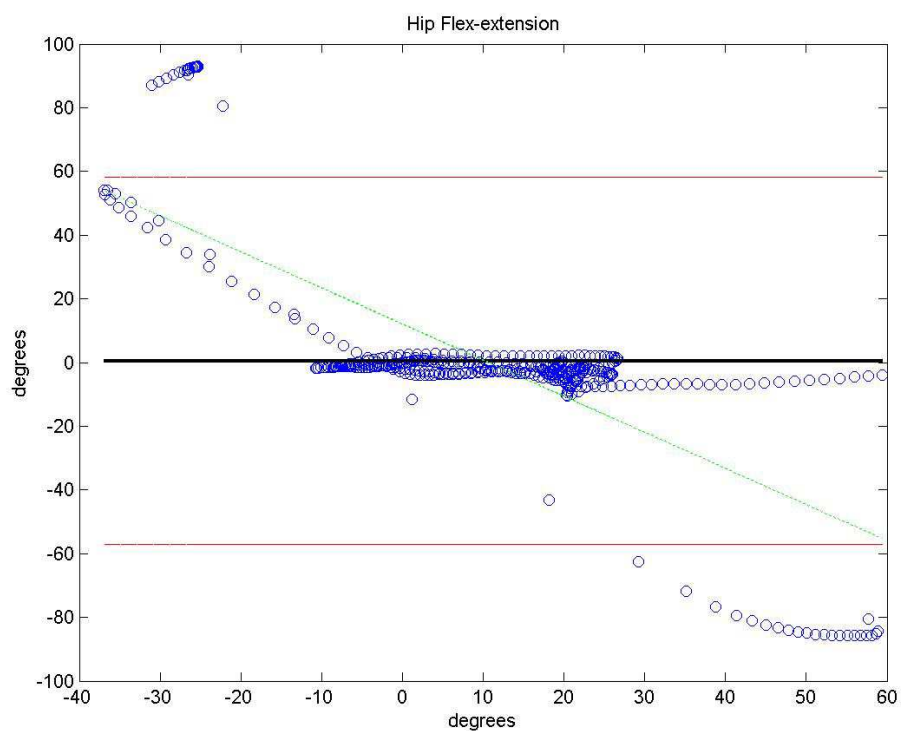


Grafico 42 Bland Altman dell'angolo di flessione-estensione d'anca

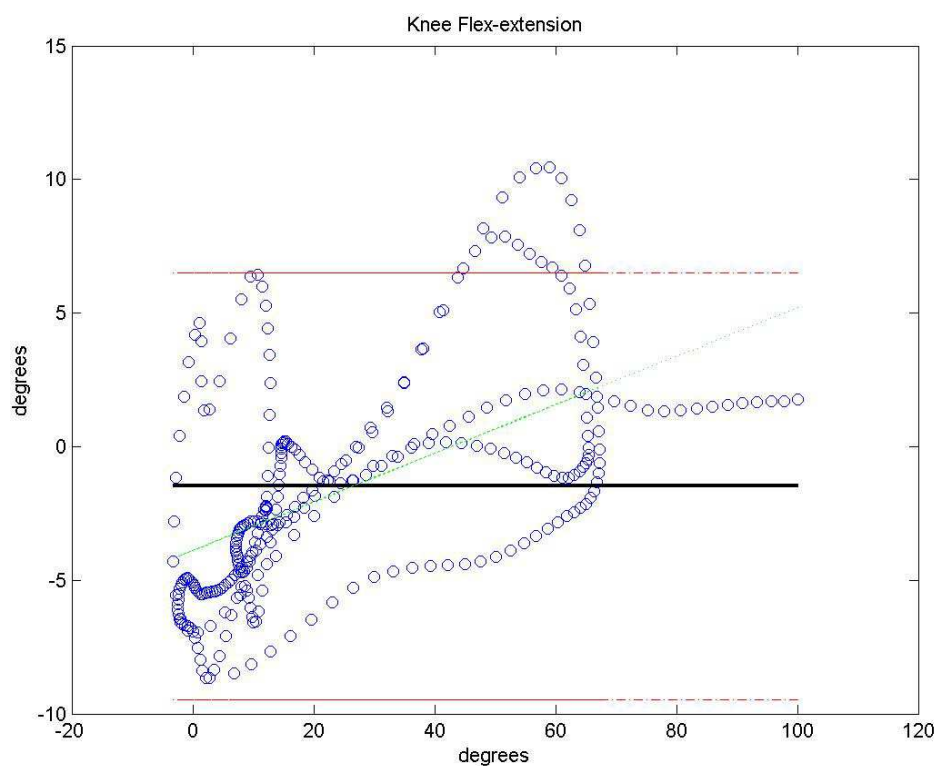


Grafico 43 Bland Altman dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio nella prova XXX

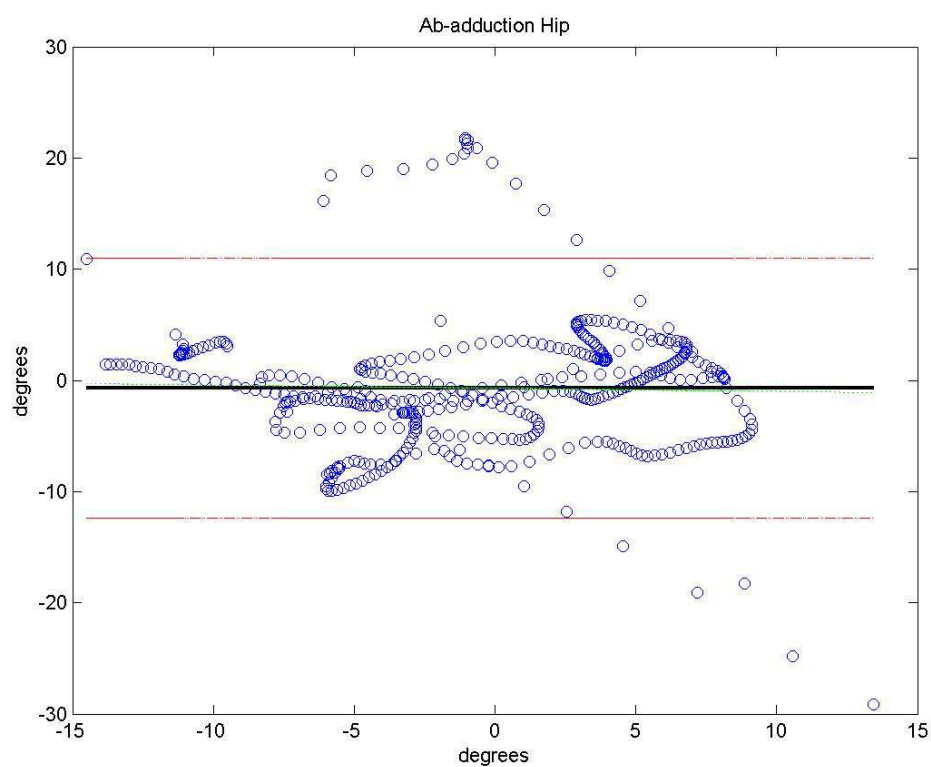


Grafico 44 Bland Altman dell'angolo di ab-adduzione d'anca nella prova XXX

Nella tabella sottostante, infine, si riportano i dati relativi al confronto degli angoli articolari, similmente a quanto inserito per gli arti superiori. In grigio gli angoli ritenuti “non principali”.

Indici di correlazione						
Angolo	Hip flex-extension	Hip ab-adduction	Hip intra-extra rotation	Knee flex-extension	Knee ab-adduction	Knee intra-extra rotation
Seq	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''
cammino1	-0,18	-0,47	-0,22	0,97	0,11	-0,23
cammino2	-0,98	-0,68	0,07	0,99	0,73	0,75
cammino3	-0,54	-0,53	-0,30	0,63	0,13	-0,07
cammino4	0,56	0,90	0,47	0,99	-0,10	0,07
cammino5	0,64	0,12	0,42	0,91	0,11	-0,18
cammino6	0,86	0,63	0,59	0,95	-0,29	0,33
cammino7	0,30	-0,08	-0,07	0,98	-0,06	0,24
camminoLenta1	0,23	0,38	-0,26	0,47	-0,13	-0,02
camminoLenta2	0,54	0,75	0,23	0,99	0,06	0,22
camminoVeloce1	-0,05	0,53	0,02	0,84	0,30	-0,08
camminoVeloce2	0,39	0,58	0,47	0,99	0,13	0,09
camminoVeloce3	0,99	-0,32	0,75	0,99	0,84	0,63
kneeFE2	0,86	0,11	0,05	1,00	0,38	0,04
kneeFE3	0,79	0,24	-0,10	1,00	0,42	0,50
statica	0,06	0,43	0,43	0,02	0,25	-0,09
statica2	0,23	-0,42	0,62	0,22	-0,49	-0,84
Offset						
Angolo	Hip flex-extension	Hip ab-adduction	Hip intra-extra rotation	Knee flex-extension	Knee ab-adduction	Knee intra-extra rotation
Seq	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''
cammino1	24 °	-12 °	148 °	26 °	9 °	29 °
cammino2	19 °	-13 °	181 °	21 °	9 °	2 °
cammino3	27 °	-14 °	163 °	29 °	3 °	11 °
cammino4	-3 °	0 °	13 °	22 °	4 °	14 °
cammino5	2 °	2 °	15 °	17 °	5 °	5 °
cammino6	-8 °	-7 °	-4 °	23 °	14 °	-22 °
cammino7	-17 °	-5 °	-1 °	8 °	21 °	3 °
camminoLenta1	-11 °	-1 °	-7 °	1 °	16 °	15 °
camminoLenta2	5 °	2 °	5 °	24 °	8 °	-16 °
camminoVeloce1	-15 °	6 °	1 °	16 °	4 °	-34 °
camminoVeloce2	0 °	-1 °	15 °	22 °	3 °	-13 °
camminoVeloce3	-8 °	0 °	-9 °	25 °	17 °	-15 °
kneeFE2	-5 °	-6 °	-6 °	23 °	-5 °	-3 °
kneeFE3	-14 °	-13 °	-23 °	23 °	6 °	2 °
statica	2 °	2 °	14 °	30 °	7 °	20 °
statica2	0 °	1 °	-1 °	-16 °	12 °	39 °
RMSE						
Angolo	Hip flex-extension	Hip ab-adduction	Hip intra-extra rotation	Knee flex-extension	Knee ab-adduction	Knee intra-extra rotation
Seq	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''	zx'y''
cammino1	35 °	21 °	175 °	27 °	17 °	39 °
cammino2	28 °	16 °	181 °	21 °	10 °	5 °
cammino3	44 °	19 °	177 °	38 °	14 °	32 °
cammino4	29 °	3 °	15 °	23 °	9 °	34 °
cammino5	13 °	11 °	27 °	19 °	12 °	64 °
cammino6	10 °	9 °	6 °	25 °	18 °	24 °
cammino7	32 °	17 °	16 °	10 °	24 °	29 °
camminoLenta1	45 °	8 °	45 °	46 °	19 °	45 °
camminoLenta2	18 °	6 °	16 °	24 °	11 °	18 °
camminoVeloce1	53 °	15 °	53 °	22 °	19 °	73 °
camminoVeloce2	29 °	6 °	18 °	22 °	11 °	18 °
camminoVeloce3	10 °	9 °	10 °	25 °	17 °	16 °
kneeFE2	7 °	10 °	15 °	24 °	8 °	10 °
kneeFE3	15 °	15 °	29 °	23 °	6 °	4 °
statica	2 °	2 °	14 °	30 °	7 °	21 °
statica2	1 °	2 °	7 °	28 °	12 °	90 °

Tabella 8 Indici di correlazione, Offset ed RMSE per le prove di cammino

Tutti i risultati mostrati in questo capitolo saranno discussi nel successivo.

5

CONCLUSIONI

5.1 Conclusioni sul protocollo per arti superiori

Al termine della visualizzazione dei risultati è possibile fare le seguenti considerazioni in merito al protocollo per l'arto superiore:

Riguardo alle prove di calibrazione si è notato che:

1. Il range di movimento di gomito (in convenzione H1F), per le prove di flesso-estensione, (Tabella 1 p.67).

è stato di circa 101° di FE, 6° di CA e 9° di PS per il sistema Smart-DX, e, per gli Opal, di circa 107° di FE, 17° di CA e 20° di PS. Valori simili si ottengono anche per le altre prove acquisite.

Si può concludere dunque che il cross-talk è limitato in maniera buona usando il sistema BTS, con meno efficacia con le unità Opal. I valori di dispersione dell'asse di mha *chi*, piuttosto elevati rispetto a quelli determinati in studi analoghi (Cutti et al. arto superiore) potrebbero essere causati da un non perfetto fissaggio delle placche sulla pelle da una non corretta esecuzione del movimento, e spiegano, almeno in parte, il perché, soprattutto con il sistema Opal, il cross-talk non sia stato efficacemente contenuto.

2. Il range di movimento di gomito (in convenzione H1F), per le prove di prono supinazione, (Tabella 1 p.67) è stato di circa 85° di PS , 15° di CA e 12° di FE per lo Smart-DX e, per gli Opal, di circa 84° di PS , 18° di CA e 11° di FE.

Si possono dunque trarre analoghe conclusioni a quelle date alle prove di flesso.estensione: il cross-talk è stato limitato per il sistema BTS che ha performance migliori del sistema Opal, i valori di dispersione dell'asse mha sono piuttosto elevati, e una migliore esecuzione del movimento potrebbe migliorare i risultati ottenuti nel presente studio.

3. La prova statica, che fissa gli offset agli angoli articolari di spalla in convenzione H1, ha ottenuto dei buoni risultati con il sistema Smart-DX, poiché gli angoli ottenuti erano prossimi a valor medio nullo. Lo stesso non si può dire per gli Opal dove si nota una deriva, probabilmente causata da problemi da problemi di offset e di un bias dei giroscopi, non adeguatamente compensati e corretti tramite accelerometri e magnetometri dal filtro di Kalman. Essendo questo implementato nel software a corredo

del sistema, e chiuso agli end-user, non ci è stato possibile intervenire in post processig per provare a correggere il disturbo.

In definitiva dunque, riguardo alle prove di calibrazione, è possibile dire che le possibili strade per migliorare le accuratezze possono essere un miglior fissaggio sulla cute dei sensori/marcatori, e un miglior controllo sui movimenti del soggetto nelle prove di calibrazione per il gomito. Se al soggetto in analisi risulta non semplice effettuare movimenti con un singolo grado di libertà si potrebbe suggerire di eseguire i movimenti in maniera passiva. Limitatamente ai sensori Opal si potrà intervenire anche sul filtro di Kalman che calcola i dati di orientamento di ogni sensore, ma solo a livello di produttore, dopo opportune segnalazioni di malfunzionamenti.

- Riguardo alle prove dinamiche

Gli angoli articolari di spalla possono essere ricostruiti con buona accuratezza di misura e correlazione di segnali (Tabella 5 p.86).

Visto un r medio per H1 di 0.85 e di 0.82 AA, e per H2 0.37 IE i sensori in questo caso sembrano avere performance che consentono di ricostruire la cinematica di spalla con gli Opal similmente a quanto ottenuto con il sistema Smart-DX.

Tuttavia, se si osservano gli angoli articolari di gomito in convenzione H1F si nota un ROM di CA troppo elevato, specialmente per il sistema Opal. Ciò fa pensare a eccessivo cross-talk, probabilmente attribuibile ad una cattiva stima degli mha, visto che quest'asse è calcolato in maniera funzionale. Questo risultato ce lo si poteva aspettare dati gli elevati valori di *chi* ottenuti dalle prove di calibrazione. Per il gomito, la convenzione H2 ottiene migliori correlazioni tra gli angoli calcolati tramite Smart e tramite Opal: ha minore RMSE e maggiore r (Tabella 5,86). Tuttavia, tale convenzione ha anche effetti “collaterali”: considerando nullo per costruzione geometrica l'angolo di CA (che è costante ma non nullo!), attribuisce erroneamente questa “quota angolare” a FE e PS.

Per concludere, dunque, sulle prove dinamiche di arto superiore è possibile affermare che la correlazione è buona sugli angoli di spalla, mentre non ottiene risultati soddisfacenti per il gomito, eccezion fatta per l'angolo di flessione-estensione calcolato in convenzione H2. Per spiegare ciò, si può ipotizzare che il filtro di Kalman per il sistema Opal non sia ancora in grado di gestire dinamiche elevate. Questa ipotesi pare esser confermata dalle prove di rana, che, avendo una dinamica minore, ottengono

risultati hanno dati migliori risultati rispetto allo stile.

Per quanto riguarda i problemi derivanti dai numerosi gimbal-lock che si ottengono nelle cinematica specifica del nuoto, si potrebbe suggerire di fissare, durante la statica, un differente offset in modo tale che gli angoli articolari rimangano sempre nel range $+180^{\circ}$ -180° . A questo scopo, potrebbe valer la pena fissare i valori di angoli di spalla nulli quando la spalla si trova abdotta a 90° . Minori gimbal-lock garantirebbero maggiore leggibilità dei grafici e possibilità di un confronto con il sistema Smart-DX meno affetto da errori dovuti alla rappresentazione matematica e non al modello meccanico assunto. Si sottolinea comunque che tale modifica dovrebbe esser accuratamente verificata e validata in prove ad hoc.

5.2 Conclusioni arto inferiore

Al termine della visualizzazione dei risultati è possibile fare le seguenti considerazioni in merito al protocollo per l'arto inferiore:

- Riguardo alle prove di calibrazione si è notato che:
 1. Il range di movimento di ginocchio, per le prove di flessione-estensione, (Tabella 7, p.94), è stato di circa 127° di FE, 15° di CA e 21° di PS per il sistema Smart-DX, e, per gli Opal, di circa 107° di FE, 17° di CA e 20° di PS. Valori simili si ottengono anche per le altre prove acquisite. Si può concludere dunque che il cross-talk è discretamente limitato sia usando il sistema Smart, che le unità Opal. I valori di dispersione dell'asse di *machi*, piuttosto elevati rispetto a quelli determinati in studi analoghi (Cutti et al, 2010, Outwalk) potrebbero essere stati causati da un non perfetto fissaggio delle placche sulla pelle, da una non corretta esecuzione del movimento, o, in questo caso in maniera più incidente rispetto al protocollo arti superiori, dagli artefatti da tessuti molli dovuti alla contrazione e rilassamento del quadricipite.. Queste ipotesi spiegano, almeno in parte, il perché il cross-talk non sia stato efficacemente contenuto come era negli obiettivi iniziali.
 2. La prova statica, che fissa gli offset agli angoli articolari di anca e ginocchio, ha ottenuto dei buoni risultati con il sistema Smart-DX, poiché gli angoli ottenuti erano prossimi a valor medio nullo. Lo stesso non si può dire per gli Opal dove si nota una deriva, specialmente nell'angolo di intra-extra rotazione d'anca, probabilmente causata da problemi di offset e di un bias dei giroscopi, non adeguatamente compensati e corretti tramite accelerometri e magnetometri dal filtro di Kalman. I problemi sul filtro di Kalman osservati dunque, non solo nel protocollo arti superiori, ma anche nel protocollo arti inferiori, ci spingono a pensare che l'azienda produttrice debba esser messa al corrente di queste criticità per fornirne una nuova versione che risolva i problemi osservati.

In definitiva dunque, riguardo alle prove di calibrazione, è possibile dire che le possibili strade per migliorare le accuratezze possono essere, come nel caso per arti superiori, un miglior fissaggio sulla cute dei sensori/marcatori, e un miglior controllo sui movimenti del soggetto nelle prove di calibrazione per il ginocchio. Se al soggetto in analisi risulta non semplice effettuare movimenti con un singolo grado di libertà si potrebbe suggerire di eseguire i movimenti in maniera passiva. Questo, nel caso degli

arti inferiori, dovrebbe limitare fortemente anche l'artefatto di pelle dovuti alla contrazione/rilassamento del quadricipite. Limitatamente ai sensori Opal si è già detto che il filtro di Kalman necessita di esser ottimizzato dall'azienda produttrice.

- Riguardo alle prove dinamiche

1. Gli angoli articolari di anca possono essere ricostruiti con discreta accuratezza di misura e correlazione di segnali (Tabella 8 p.101). I valori di r medio per l'anca sono di 0.57 per FE e 0.45 per AA, con un dato migliore di 0.99 per FE e 0.90 per AA. I sensori, in questo caso, sembrano avere performance che consentono di ricostruire la cinematica di anca con gli Opal in modo discreto rispetto a quanto ottenuto con il sistema Smart-DX.
2. Se si limita l'osservazione all'angolo di flessione-estensione di ginocchio si nota una buona correlazione tra i segnali, con un r medio per FE di 0.91! (Tabella 8 p.101) . Questo ci fa concludere che, per gli angoli aventi maggiore ROM, come FE di ginocchio e di anca, il sistema Opal, pur dovendo esser ottimizzato, costituisca già una possibile alternativa al sistema stereo fotogrammetrico, e raggiunga buone performance di accuratezza.
Il fatto che gli altri angoli non siano affidabili fa pensare, come per gli arti superiori ad un eccessivo cross-talk, probabilmente attribuibile ad una cattiva stima degli mha, visto che quest'asse è calcolato in maniera funzionale. Questo risultato ce lo si poteva aspettare dati gli elevati valori di *chi* ottenuti dalle prove di calibrazione.

Per concludere, dunque, sulle prove dinamiche di arto inferiore è possibile affermare che la correlazione è più che discreta sugli angoli di anca, specialmente nell'angolo di flessione, mentre non si ottengono risultati accettabili per il ginocchio a meno di considerare solo la singola flessione-estensione, in cui i risultati sono ottimi. In questo caso si può dire che il sistema della APDM potrebbe esser sostituito efficacemente allo Smart.

5.3 Conclusioni definitive

In definitiva, i sensori hanno dimostrato buone performance in movimenti ad elevato ROM, arrivando, nel caso degli angoli articolari principali per il cammino e nella spalla, a restituire valori angolari altamente correlati con quelli del gold standard.

Questi risultati, tuttavia, non sono ancora sufficienti per pensare di operare una sostituzione dei moderni sistemi stereofotogrammetrici a favore delle unità inerziali per gli scopi della tesi.

Ci sono dei punti che è necessario migliorare nei sensori Opal, per poter compiere questo passo: tra questi lo sviluppo di filtri di Kalman migliori, soprattutto per correggere gli errori che si presentano ad elevate dinamiche e le derivate osservate nella statica, imputabili primariamente ad un drift del giroscopio non efficacemente corretto. Secondariamente, occorre ottimizzare le prove di calibrazione dinamica funzionale per ottenere stime più accurate degli assi meccanici di rotazione, al fine di limitare il fenomeno di cross-talk che avviene tra gli angoli articolari principali e quelli non principali. Per fare ciò si può suggerire di far eseguire le prove in maniera passiva.

I risultati migliori ottenuti in studi simili precedenti (Cutti et al. 2010)¹², nei quali si erano confrontati sensori Xsens con sistema opto-elettronico Vicon, permettono di affermare che, con Kalman sufficientemente sviluppati e affinati in maniera specifica per l'analisi del movimento umano, sarà possibile nel prossimo futuro raggiungere un'accuratezza pari a quella della stereofotogrammetria.

Questo aprirà scenari di lavoro molto interessanti e innovativi nell'analisi del movimento moderna permettendo di abbassare i costi per le attrezzature (un sistema di 10 sensori costa, in media, circa 4-5 volte meno che un sistema stereo fotogrammetrico), di aprirne le applicazioni alla clinica e allo sport direttamente sul campo, e, nel caso dei sensori Opal¹³, anche di lavorare in piscina per studi di riabilitazione di cammino in acqua e di cinematica del nuoto, permettendo dunque studi e ricerche in ambiti nei quali non ci si era mai potuti spingere in maniera accurata ed efficace.

¹² First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors
Med Biol Eng Comput (2010) Volume 48 page 1-15

¹³ I sensori Opal possono essere facilmente impermeabilizzati, avendo una memoria interna che memorizza i dati.

RINGRAZIAMENTI

Non è semplice fare una lista dei ringraziamenti, mettendo in ordine tutte le persone senza le quali non avrei potuto scrivere questa tesi.

Prima di tutto vorrei ringraziare gli Ing. Silvia Fantozzi e Andrea Giovanardi, rispettivamente relatore e correlatore di questa tesi per l'importante aiuto che mi hanno dato nello svilupparla. Il Prof. Angelo Cappello, che mi ha portato alla palestra Record ove ho avuto modo di sfruttare il laboratorio che mi ha fornito i materiali su cui scrivere questo elaborato. Fabrício Magalhães che mi ha aiutato con il tracking, e la sincronizzazione delle prove. Matteo Cortesi che ha partecipato facendo da soggetto per le prove di nuoto, su cui è stato applicato il protocollo per gli arti superiori. Tutto il personale tecnico e docenti della Facoltà di Scienze Motorie che mi ha ospitato negli ultimi mesi. L'ultimo ringraziamento, ma non per importanza va alle persone più care, che più mi hanno sopportato e supportato nel corso della vita, la mia famiglia.